

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
GABRIEL MOISAN

EFFETS DE DEUX TYPES D'ORTHÈSES PLANTAIRES SUR L'ACTIVITÉ
MUSCULAIRE DE LA JAMBE AVANT ET APRÈS UN PORT D'UN MOIS

DÉCEMBRE 2015

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

Ce mémoire a été dirigé par :

Vincent Cantin, Ph.D.

directeur de recherche, grade

Université du Québec à Trois-Rivières

Rattachement institutionnel

Jury d'évaluation du mémoire :

Vincent Cantin, Ph.D.

Prénom et nom, grade

Université du Québec à Trois-Rivières

Rattachement institutionnel

Martin Descarreaux, D.C., Ph.D.

Prénom et nom, grade

Université du Québec à Trois-Rivières

Rattachement institutionnel

Benoît Gagné, D.P.M, M.Sc.

Prénom et nom, grade

Université du Québec à Trois-Rivières

Rattachement institutionnel

RÉSUMÉ

En pratique clinique, des modifications sont fréquemment ajoutées aux orthèses plantaires pour augmenter la spécificité de l'intervention. Par contre, peu d'études traitant des effets de ces modifications sur la biomécanique des membres inférieurs ont été publiées. Il est donc impossible d'établir une relation causale entre l'ajout de modifications d'orthèses plantaires et leurs effets sur l'activité musculaire dans la littérature scientifique.

Dans le cadre du projet de recherche réalisé, l'objectif était de quantifier la différence entre les effets des orthèses plantaires avec et sans modification (limiteur d'inversion) sur l'activité des muscles des membres inférieurs avant et après un port d'un mois.

Pour répondre à cet objectif de recherche, 19 participants ont complété le protocole expérimental. Chaque participant était rencontré à trois reprises (0, 1 mois et 2 mois) pour participer à une collecte de données durant laquelle il devait compléter six essais de marche avec chaque condition expérimentale (orthèses plantaires avec et sans limiteur d'inversion) ainsi que la condition contrôle (sans orthèse plantaire). L'activité musculaire a été enregistrée par électromyographie de surface. Les paramètres temporels de la marche ont été mesurés avec deux plateformes de force encastrées dans le sol sur le trajet du participant, séparées par une longueur de pas. Les participants devaient porter une des deux conditions expérimentales dans leurs activités quotidiennes entre la

première et la deuxième séance de collecte de données et l'autre condition expérimentale entre la deuxième et la troisième séance.

Dans ce projet de recherche, l'activité musculaire moyenne a été quantifiée dans les phases suivantes du cycle de marche : contact, mi-support/début propulsion et fin propulsion. De plus, l'amplitude maximale et le temps pour l'atteinte de l'amplitude maximale (*time to peak amplitude*) de l'électromyogramme ont été mesurés. Les phases du cycle de marche ont été déterminées en séquençant la force de réaction au sol, enregistrée avec deux plateformes de force.

Les résultats expérimentaux montrent des adaptations musculaires du muscle gastrocnémien médial et long fibulaire. En effet, en comparant l'activité musculaire moyenne avant et après un port d'un mois, une augmentation pour le muscle gastrocnémien médial et une diminution pour le muscle long fibulaire lors de la phase de mi-support/début propulsion ont été observées.

Une diminution de l'activité moyenne des muscles vaste latéral et tibial antérieur a été notée pour les orthèses plantaires comparativement à la condition contrôle. Pour ce qui est des orthèses plantaires avec limiteur d'inversion, une diminution de l'activité moyenne a été observée pour les muscles gastrocnémien latéral et long fibulaire comparativement à la condition contrôle.

En conclusion, ce projet permet d'observer que le port d'orthèses plantaires avec ou sans limiteur d'inversion pour une période d'un mois induit des adaptations musculaires. Il est alors suggéré, pour les futures études, d'inclure une période d'adaptation aux protocoles expérimentaux lorsque les effets musculaires à plus long

terme des orthèses plantaires sont étudiés. Les modifications d'orthèses plantaires sont utilisées fréquemment en pratique clinique pour augmenter la spécificité de l'intervention orthésique. Ce projet nous permet d'affirmer qu'ajouter un limiteur d'inversion sur une orthèse plantaire diminue l'activité du muscle long fibulaire lors de la phase de mi-support/début propulsion pour une population asymptomatique. D'autres études devront déterminer si cette diminution peut être bénéfique pour le traitement de pathologies telles que la tendinopathie des muscles fibulaires, l'instabilité latérale de la cheville et l'entorse latérale de la cheville.

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier Vincent Cantin, mon directeur de recherche. Sans lui, la rédaction de ce mémoire de maîtrise n'aurait pas été possible. J'aimerais le remercier pour ses connaissances, sa rigueur scientifique et surtout sa patience. La rédaction de ce mémoire aura été ponctuée de toute sorte d'imprévus, mais je crois que le résultat final en vaut la peine.

J'aimerais aussi remercier Andréanne Bouchard pour son aide lors des prises d'empreintes et Dominic Chicoine pour son aide lors des collectes de données.

J'aimerais aussi remercier Monica, la femme qui partage ma vie. Merci d'avoir été compréhensive lors des moments plus difficiles. Merci de tes encouragements et de ton support constant. Et surtout, merci de me soutenir pour les prochaines années au doctorat.

En espérant que ce mémoire puisse paver la voie pour de futures recherches en médecine podiatrique, pour qu'un jour, les podiatres puissent appuyer leurs décisions cliniques sur une base de données probantes, surtout en ce qui a trait aux orthèses plantaires.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	ii
REMERCIEMENTS.....	v
LISTE DES FIGURES.....	ix
LISTE DES TABLEAUX.....	x
CHAPITRE I	1
INTRODUCTION	1
Blessures musculosquelettiques et orthèses plantaires	2
Prise d’empreintes pour les orthèses plantaires.....	8
Orthèses plantaires et leur fonctionnement.....	12
Théorie de la morphologie des pieds.....	14
Théorie de la facilitation dans le plan sagittal	14
Théorie du stress tissulaire	15
Modifications d’orthèses plantaires.....	16
Électromyographie et orthèses plantaires	26
CHAPITRE II	30
PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE.....	30
CHAPITRE III	34
OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE.....	34
Objectifs de recherche	34

Hypothèses de recherche.....	34
Portée clinique	35
CHAPITRE IV	36
ARTICLE.....	36
Abstract	37
1. Introduction.....	38
2. Methods and materials	41
2.1. Participants	41
2.2. Foot orthoses.....	41
2.3. Protocol.....	42
2.4. Instrumentation	44
2.5. Analysis	45
3. Results	45
3.1 Differences in muscle activity before and after a one-month period of wear	46
3.2 Effects of foot orthoses and foot orthoses with lateral bar on muscle activity after a one-month period of wear	46
3.2.1 Planned comparisons between experimental conditions	46
3.2.2 Planned comparisons between foot orthoses and control condition	47
3.2.3 Planned comparisons between foot orthoses with lateral bar and control condition	47
4. Discussion	52
5. Conclusion	55
CHAPITRE V	56
DISCUSSION	56

Rappel des objectifs et hypothèses.....	56
Retour sur les principaux résultats.....	56
Limites	62
Implications cliniques	65
Perspectives de recherche	66
CHAPITRE VI	68
CONCLUSION.....	68
CHAPITRE VII	70
RÉFÉRENCES	70

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Cycle de marche.	13
Figure 2. Orthèse plantaire gauche avec stabilisateur arrière droit	19
Figure 3. Orthèse plantaire gauche avec stabilisateur arrière en oblique externe et stabilisateur arrière en oblique interne	20
Figure 4. Orthèse plantaire gauche avec stabilisateurs avant et arrière droits.....	22
Figure 5. Instabilité d'une orthèse plantaire avec biseau médial.....	24
Figure 6. Orthèse plantaire gauche avec barre latérale et stabilisateur arrière droit	25
Figure 7. Foot orthoses with lateral bar	42
Figure 8. Foot orthoses	42
Figure 9. Effects of foot orthoses on mean muscle activity of vastus lateralis during contact phase.	48
Figure 10. Effects of foot orthoses on mean muscle activity of tibialis anterior during contact phase.	49

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Résumé des articles traitant des effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire	29
Tableau 2. Mean muscle activity among conditions before and after a one-month period of wear	51

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Les orthèses plantaires sont prescrites en grand nombre dans la communauté médicale à travers le monde, notamment en Australie où 37% des podiatres les prescrivent à plus d'un patient sur quatre (Landorf, Keenan, and Rushworth 2001). Aux États-Unis, le nombre de prescriptions d'orthèses plantaires semble en pleine augmentation. Par exemple, le laboratoire « *Burns* » a rapporté des ventes d'orthèses plantaires de 130 millions de dollars par année en 2000 et de 180 millions en 2005, ce qui représente une augmentation de 38% en 5 ans (Tuff 2006). Cette statistique nous révèle que le marché des orthèses plantaires prend de plus en plus d'expansion aux États-Unis, du moins pour cette entreprise. Au Québec, il est possible de constater la place importante qu'ont les orthèses plantaires dans la population. Il existe toutefois très peu de statistiques disponibles sur le nombre de prescriptions par année ou du pourcentage de la population portant des orthèses plantaires. Par contre, l'entreprise « *Ergoresearch* », propriétaire des cliniques « *Équilibre* », a déclaré des revenus de près de 18 millions de dollars en 2014 (Ergoresearch 2015). Or, la majorité de leurs revenus proviendrait de la vente d'orthèses plantaires. De plus, selon le président et chef des opérations de cette compagnie, le marché de l'orthèse plantaire représenterait 100

millions de dollars par année au Canada dont 25 millions au Québec (Dubuc 2013). Il est donc possible d'affirmer que l'orthèse plantaire occupe une place importante dans les traitements conservateurs des affections musculosquelettiques, même si leur mécanisme d'action n'est pas encore entièrement compris (Landorf, Keenan, and Herbert 2004; Goodman 2004; Ferrari 2013; Bowring and Chockalingam 2010).

Blessures musculosquelettiques et orthèses plantaires

Les blessures musculosquelettiques ont une incidence marquée au niveau des membres inférieurs. L'incidence peut s'établir à 15% de la population (Lawrence et al. 1998), dont 18% des enfants âgés entre 10 et 12 ans (El-Metwally et al. 2005). Les douleurs aux pieds représentent un problème fréquent et la prévalence de ces douleurs s'établit à 17,4% d'une population adulte (Hill et al. 2008) et augmente avec l'âge, pouvant atteindre 36% pour une population de plus de 70 ans (Menz et al. 2006). Par ailleurs, les douleurs aux pieds diminuent de façon significative la qualité de vie de la population qui en souffre tant au niveau physique que psychologique et social (Chen et al. 2003). Elles ont aussi un impact négatif sur la productivité au travail. En effet, ces douleurs occasionnent une perte de productivité de 38% et obligent 28% des travailleurs à être en arrêt de travail selon une étude ayant sondée plus de 2000 travailleurs de différents domaines à travers les États-Unis. De ces travailleurs en arrêt de travail, 58% manqueront plus d'une semaine de travail, et 26% plus d'un mois (Fisher 2004). Un des traitements les plus utilisés pour traiter les douleurs aux membres inférieurs causées par ces pathologies est le port d'orthèses plantaires. Il a été observé que les orthèses plantaires diminuent de façon significative l'inconfort et la sensation de fatigue pour

68% des travailleurs devant marcher et rester debout une journée entière (Sobel et al. 2001). Elles sont aussi utilisées pour le traitement des blessures musculo-tendineuses telles que la tendinopathie d'Achille (Gross, Davlin, and Evanski 1991), le syndrome fémoro-patellaire (Saxena and Haddad 2003) et la dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur (Kulig et al. 2009) et des blessures ligamentaires telles que les entorses latérales de la cheville (Guskiewicz and Perrin 1996).

Pour la tendinopathie d'Achille, une biomécanique fautive et des erreurs d'entraînement qui mènent à une surutilisation du tendon d'Achille semblent être les principaux facteurs de risque (Pearce, Ismail, and Calder 2009; Oshri et al. 2012). Oshri et al. (2012) ont aussi noté la présence d'un pied creux, d'une hyperpronation du pied, d'un âge plus avancé, de l'hypertension, de l'obésité ou de l'usage de stéroïdes, d'œstrogène et de fluoroquinolone comme causes possibles de tendinopathie d'Achille. Ces auteurs ont mentionné des maladies affectant les tissus conjonctifs tels que les syndromes d'Ehlers-Danlos et de Marfan, les maladies systémiques inflammatoires et les maladies vasculaires comme instigateurs de la tendinopathie d'Achille. Pour ce qui est du traitement, une seule étude à ce jour isolant les orthèses plantaires comme condition expérimentale a été publiée. Dans cette étude, l'utilisation des orthèses plantaires pour traiter la tendinopathie d'Achille chez les coureurs a complètement résolu ou grandement amélioré la condition dans 73.1% des cas (Gross, Davlin, and Evanski 1991). De plus, en complémentarité avec des exercices de renforcement, des massages profonds et un traitement d'ultrasons thérapeutiques, les orthèses plantaires diminuent davantage la douleur chez les personnes atteintes de tendinopathie d'Achille

(Mayer et al. 2007) et constituent un bon traitement (Mayer et al. 2007; Clement, Taunton, and Smart 1984).

Le syndrome fémoro-patellaire est défini par la présence de douleur dans la région rétro-patellaire ou péri-patellaire lors de tâches augmentant la charge sur l'articulation fémoro-patellaire (D'Hondt et al. 2002). Les facteurs de risque principaux pour développer cette pathologie sont l'augmentation de l'angle « Q » (Michaud 2011), la faiblesse du muscle vaste médial par rapport au muscle vaste latéral (Cowan et al. 2002) et la faiblesse du muscle moyen fessier (Barton et al. 2013). Ces trois facteurs favorisent le déplacement latéral de la patella sur le condyle fémoral externe, diminuant ainsi la congruence articulaire fémoro-patellaire. Un des traitements pour cette pathologie est le port d'orthèses plantaires. Barton et al. (2011) ont observé une diminution des symptômes liés au syndrome fémoro-patellaire avec le port d'orthèses plantaires préfabriquées. Par ailleurs, plus le degré d'éversion maximale de l'arrière-pied à la marche augmentait chez les participants, plus les orthèses plantaires étaient efficaces pour traiter la pathologie. Quant à eux, Saxena et al. (2003) ont évalué l'efficacité des orthèses plantaires sur mesure pour traiter le syndrome fémoro-patellaire chez 102 participants. Ils ont observé une amélioration pour 76.5% des participants lors du port des orthèses plantaires. Finalement, Manuera et al. (2011) ont quantifié une amélioration constante de la douleur après deux et quatre semaines de port d'orthèses plantaires en polypropylène de deux millimètres d'épaisseur pour des patients présentant un syndrome fémoro-patellaire.

Pour ce qui est de la dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur, il s'agit d'une cause importante de pieds plats acquis chez les adultes (Bowring and Chockalingam 2010; Maffulli et al. 2012; Watanabe et al. 2013; Gluck, Heckman, and Parekh 2010; Kohls-Gatzoulis, Angel, and Singh 2004; Lhoste-Trouilloud 2012). Cette blessure survient généralement chez les patients de plus de 50 ans (Lhoste-Trouilloud 2012; Gluck, Heckman, and Parekh 2010), obèses (Lhoste-Trouilloud 2012; Gluck, Heckman, and Parekh 2010), ayant des pieds pronateurs (Lhoste-Trouilloud 2012), atteints de diabète (Gluck, Heckman, and Parekh 2010), hypertendus (Gluck, Heckman, and Parekh 2010), exposés à des corticostéroïdes (Gluck, Heckman, and Parekh 2010) ou ayant subi un traumatisme antérieur (Gluck, Heckman, and Parekh 2010). Bowring et Chockalingam (2010) mentionnent la surutilisation du tendon ou une blessure traumatique aiguë comme causes possibles de la dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur. Aucune étude isolant les orthèses plantaires comme intervention n'a été publiée à ce jour. Toutefois, des études quantifiant les effets des orthèses plantaires avec d'autres modalités de traitement ont été publiées. Des exercices d'étirement des fléchisseurs plantaires ainsi que des exercices de renforcement concentrique et excentrique du muscle tibial postérieur en complémentarité avec les orthèses plantaires diminuent la douleur et améliorent le fonctionnement du tendon (Kulig et al. 2009). Les pieds évalués dans cette étude étaient catégorisés comme étant de grade un ou deux de dysfonctionnement du tendon du muscle tibial postérieur selon la classification de Johnson et Strom (1989). Alvarez et al. (2006) ont observé dans leur étude que 89% des participants avec une dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur de grade un et

deux avaient obtenu un effet bénéfique en combinant les orthèses plantaires et la thérapie physique.

La tendinopathie des muscles fibulaires survient lorsqu'il y a une surutilisation du tendon (Park et al. 2010; Maffulli et al. 2012), lorsque la durée ou l'intensité de l'activité physique sont trop grandes (Maffulli et al. 2012) ou lorsque des changements drastiques surviennent à l'entraînement (Maffulli et al. 2012). Bien qu'il n'y ait pas d'études sur les effets des orthèses plantaires sur la tendinopathie des muscles fibulaires, elles sont empiriquement utilisées. Le principe de leur utilisation est de diminuer l'activité des muscles fibulaires à la marche et ainsi éviter la surutilisation.

Les entorses latérales de la cheville semblent se produire lors d'une flexion plantaire, une inversion et une rotation interne du pied (Gehring et al. 2013). D'autres auteurs parlent plutôt de flexion plantaire et d'inversion du pied (van den Bekerom et al. 2012; Hall, Lundeen, and Shahin 2012) ou d'une supination et d'une adduction d'un pied en flexion plantaire (van den Bekerom et al. 2013) comme cause d'entorse latérale de la cheville. Cette blessure peut mener à une instabilité fonctionnelle chronique au niveau de la cheville (Hubbard and Cordova 2009; Hertel 2000). Cette instabilité est causée par un déficit neuromusculaire et proprioceptif. L'effet de ce déficit est surtout important au niveau du délai d'activation des muscles fibulaires qui stabilisent la cheville lors d'une inversion du pied (Hertel 2000; Konradsen and Ravn 1990). L'augmentation de ce délai d'activation cause l'instabilité de la cheville. Les entorses latérales de la cheville peuvent être traitées avec des orthèses plantaires, qui promeuvent

la guérison et le retour rapide aux activités (Guskiewicz and Perrin 1996; Orteza, Vogelbach, and Denegar 1992). En fait, celles-ci améliorent la stabilité, diminuent la douleur et augmentent la congruence de l'articulation talo-naviculaire, ce qui diminue le stress sur les tissus mous tels que les ligaments latéraux de la cheville (Orteza, Vogelbach, and Denegar 1992). Par ailleurs, il a été démontré qu'une entorse latérale de la cheville crée un balancement postural plus important chez un participant atteint par rapport à un participant sain. Or, les orthèses plantaires diminuent les oscillations posturales, rendant les participants atteints plus stables et plus confortables et par le fait même facilitent la guérison (Guskiewicz and Perrin 1996; Hamlyn, Docherty, and Klossner 2012). Pour ce qui est de l'instabilité latérale de la cheville causée par l'entorse latérale de la cheville, l'orthèse plantaire augmente le contrôle neuromusculaire de la cheville améliorant ainsi sa proprioception (Richie 2007). Il a également été démontré que le port d'orthèses plantaires semi-rigides pour une période de quatre semaines augmente l'équilibre dynamique mesuré avec le « *Star Excursion Balance Test* » chez des patients atteints d'instabilité chronique de la cheville (Sesma et al. 2008b). Selon ces derniers auteurs, le port d'orthèses plantaires est un ajout utile dans le traitement de cette pathologie. Les études précédemment mentionnées montrent que les orthèses plantaires sont efficaces dans le traitement de nombreuses blessures musculosquelettiques du membre inférieur et qu'elles peuvent avoir un impact positif sur la diminution des comorbidités, la vitesse de guérison et le contrôle neuromusculaire.

Prise d'empreintes pour les orthèses plantaires

La fabrication d'orthèses plantaires sur mesure nécessite une prise d'empreintes personnalisée à chaque individu. Selon Michaud (2011), la hauteur et la forme de l'arche longitudinale médiale, la largeur de l'avant-pied et de l'arrière-pied ainsi que la position du premier rayon doivent être captées dans l'empreinte pour obtenir les orthèses plantaires les plus efficaces possibles. Ces éléments doivent être reproductibles pour diminuer la variabilité des résultats cliniques.

Il existe plusieurs techniques de prise d'empreintes. L'une des plus répandues utilise le plâtre de Paris telle que décrite par Root et al. (1971). Cette technique s'effectue avec le patient en position assise avec le membre inférieur en extension complète et la hanche à 90 degrés de flexion. Le clinicien, à l'aide de plâtre de Paris, moule le pied du patient avec l'articulation subtalaire positionnée au neutre et l'articulation médio-tarsienne positionnée en pronation maximale. Une variante de cette technique peut aussi s'effectuer en décubitus ventral (Laughton 2002). Une autre technique utilisée est la prise d'empreintes en semi-charge avec la mousse. Cette technique consiste à insérer le pied du patient dans une boîte de mousse (*foam box*) en maintenant l'articulation subtalaire au neutre (Laughton 2002). Finalement, la dernière technique de prise d'empreintes utilisée vise à reproduire l'empreinte du pied de façon numérique à l'aide d'un scanner en trois dimensions (Michaud 2011).

Plusieurs études ont évalué les différentes techniques de prise d'empreintes. Laughton et al. (2002) ont évalué la technique avec le plâtre (en décubitus ventral), la

technique en semi-charge avec la mousse et la technique avec le laser en semi-charge et sans charge. Trois empreintes ont été prises pour les 15 participants en utilisant chacune des techniques de prise d'empreintes. La largeur de l'avant-pied et de l'arrière-pied, la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied ainsi que la hauteur de l'arche ont été évaluées pour chaque technique de prise d'empreintes. Pour la largeur de l'arrière-pied, les auteurs ont observé un résultat inférieur à la mesure contrôle pour la technique avec le plâtre et supérieur à la mesure contrôle pour les autres techniques de prise d'empreintes. Pour la largeur de l'avant-pied, ils ont observé un résultat plus large que la mesure contrôle pour toutes les techniques de prise d'empreintes. Les auteurs n'ont noté aucune différence significative entre les quatre techniques pour la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied. Toutefois, une reproductibilité des mesures plus élevée a été observée pour la technique avec le plâtre par rapport à la technique en semi-charge avec la mousse. Selon leur étude, la technique avec le plâtre est la plus précise, suivie de la technique en semi-charge avec la mousse et des techniques au laser. Pour ce qui est de la hauteur de l'arche, la technique en semi-charge avec la mousse a donné une arche plus élevée dans l'empreinte comparativement à la technique avec le plâtre. C'est la technique avec le laser en mise en semi-charge qui a donné l'arche la plus basse alors que celle sans mise en charge a donné l'arche la plus élevée. Finalement, la technique avec le plâtre a été plus reproductible que la technique en semi-charge avec la mousse en ce qui a trait à la hauteur de l'arche.

Lee et al. (2012) ont effectué la prise d'empreintes de 22 participants en utilisant la technique avec le plâtre (en décubitus ventral) avec l'articulation subtalaire

positionnée au neutre, à 4 degrés d'éversion, 2 degrés d'éversion et 2 degrés d'inversion. En analysant les empreintes avec un balayeur digital, aucun changement significatif au niveau de la hauteur de l'arche et du déplacement du naviculaire dans le plan sagittal et transverse selon la position de l'articulation subtalaire lors de la prise d'empreintes n'a été observé. Les auteurs ont donc conclu que le paramètre le plus important de la prise d'empreintes est de conserver le rapport entre l'avant-pied et l'arrière-pied et non de positionner l'articulation subtalaire au neutre. McPoil et al. (1989) ont comparé la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied d'empreintes obtenues par la technique avec le plâtre en décubitus dorsal et ventral et la technique en semi-charge avec la mousse. Onze participants ont été recrutés pour participer à l'étude. Les auteurs ont conclu que les techniques de prise d'empreintes avec le plâtre sont reproductibles et équivalentes tandis que la technique avec la mousse est moins reproductible. Les auteurs ne recommandent pas la prise d'empreintes avec la technique en semi-charge avec la mousse.

Trotter et al. (2008) ont publié un article dans lequel 11 orthésistes ont effectué deux empreintes obtenues en utilisant la technique avec le plâtre (en décubitus ventral) ainsi que deux empreintes obtenues avec la technique en semi-charge avec la mousse, d'un pied d'un participant. La relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied a été mesurée à quatre reprises par trois orthésistes. Les auteurs ont observé une reproductibilité inter-clinicien faible et une reproductibilité intra-clinicien excellente pour les deux techniques de prise d'empreintes. Contrairement aux études de Laughton et al. (2002) et de McPoil et al. (1989), ils ont observé que la reproductibilité intra-clinicien de la technique en

semi-charge avec la mousse est plus grande que la technique avec le plâtre. Chuter et al. (2003) ont évalué la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied sur des empreintes obtenues avec la technique avec le plâtre. Dix étudiants finissants en podiatrie ainsi que dix cliniciens expérimentés ont effectué une prise d'empreintes du pied droit d'un participant. De plus, un des cliniciens expérimentés a effectué dix empreintes du même pied. Les auteurs n'ont observé aucune différence significative entre les deux groupes en ce qui a trait à la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied. Ils ont aussi quantifié une grande variabilité des résultats pour les deux groupes expérimentaux ainsi que pour le clinicien.

Un seul article a été répertorié dans la littérature scientifique concernant la prise d'empreintes avec un scanner sans contact utilisant la technique de balayage digital. Ce scanner a la particularité d'utiliser la triangulation active comme méthode d'acquisition de données, le rendant plus précis que les autres types de scanner. Dans cet article de Carroll et al. (2011), deux évaluateurs, dont un étudiant, ont effectué trois empreintes du pied gauche de 21 participants avec le plâtre de Paris selon la technique de Root ainsi que trois empreintes avec le scanner. Pour la technique avec le plâtre, les auteurs ont observé une reproductibilité intra-évaluateur faible pour la hauteur de l'arche médiale et très faible pour la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied alors qu'elle est excellente pour la largeur de l'avant-pied, la longueur du pied, la hauteur de l'arche latérale et la largeur de l'arrière-pied. Ils ont aussi observé que la reproductibilité intra-évaluateur du scanner est excellente pour la largeur de l'avant-pied et de l'arrière-pied, la hauteur de l'arche médiale et latérale et la longueur de l'empreinte alors qu'elle est bonne pour la

relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied. Par contre, dans cette étude, les auteurs n'ont pas comparé ces paramètres avec une valeur contrôle. La précision des deux méthodes de prise d'empreintes demeure donc inconnue.

La majorité des études précédemment citées ont démontré que la technique de prise d'empreintes avec le plâtre est plus reproductible que les autres techniques et devrait être privilégiée dans les articles scientifiques étudiant les orthèses plantaires sur mesure (Laughton 2002; McPoil, Schuit, and Knecht 1989).

Orthèses plantaires et leur fonctionnement

Selon Michaud (2011), les orthèses plantaires visent à améliorer la biomécanique des pieds en s'opposant aux forces réactives au sol causant des mouvements anormaux. Ces orthèses plantaires sont le plus souvent, mais non exclusivement, faites d'un plastique semi-rigide tels que le polypropylène, le polyéthylène et le graphite. À ce jour, aucun consensus n'existe sur le mécanisme d'action exacte des orthèses plantaires. Plusieurs théories ont été proposées afin d'expliquer leur fonctionnement. Les trois théories les plus souvent discutées sont la théorie de la morphologie des pieds ou de la position neutre de l'articulation subtalaire, la théorie de la facilitation dans le plan sagittal et la théorie du stress tissulaire (Harradine, Bevan, and Carter 2006; Harradine and Bevan 2009). Les trois théories expliquent d'une façon différente les changements apportés par les orthèses plantaires lors du cycle de marche ainsi que leur mécanisme d'action permettant d'obtenir une efficacité thérapeutique.

Un cycle de marche consiste à une série d'interactions anatomiques qui débute avec le contact d'un talon au sol et se termine au contact successif du même talon (Michaud 2011). Le cycle de marche est constitué de deux phases : la phase d'appui (0 à 60%) qui se déroule lorsque le membre inférieur est en contact avec le sol et la phase d'envol (60 à 100%) qui se déroule lorsque le membre inférieur ne touche pas au sol et se prépare pour le prochain contact (Michaud 2011). La phase d'appui est subdivisée en trois: la phase de contact, la phase de mi-support et la phase de propulsion. La phase de contact débute avec le contact du talon au sol et se termine lorsque la totalité de l'avant-pied est en appui avec le sol (0 à 18% du cycle de marche) (Michaud 2011). La phase de mi-support débute à la fin de la phase de contact jusqu'à ce que le talon quitte le sol (18 à 42% du cycle de marche) (Michaud 2011). Finalement, la phase de propulsion débute à la fin de la phase de mi-support et se termine lorsque les orteils quittent le sol (42 à 62% du cycle de marche) (Michaud 2011).

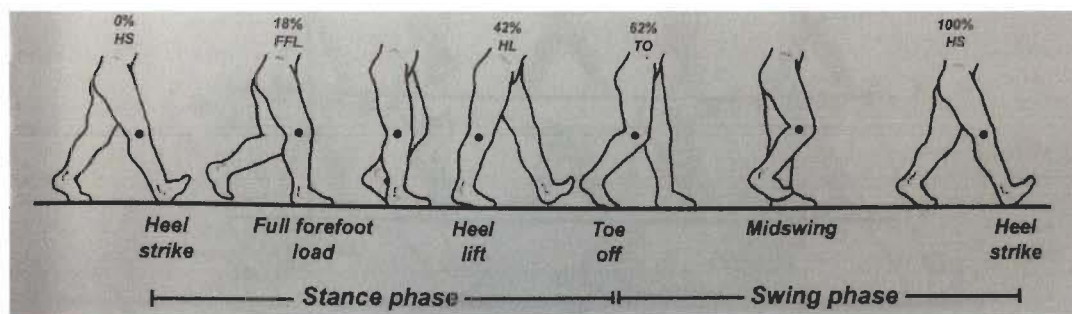


Figure 1. Cycle de marche, tirée de « *Human locomotion - The conservative management of gait-related disorders* » (Michaud 2011).

Théorie de la morphologie des pieds (Root)

La théorie de Root est basée sur le postulat que le pied fonctionne de façon optimale quand l'articulation subtalaire est en position neutre immédiatement après le contact du talon au sol et à la fin de la période de mi-support dans le cycle de marche. La position neutre de l'articulation subtalaire est atteinte lorsque le pied est ni en supination, ni en pronation (Root 1971). L'emphase de cette théorie porte sur l'articulation subtalaire, car selon son auteur, elle serait le site de la majorité des compensations anormales du pied. Cette théorie a donc pour objectif de rétablir la relation entre l'arrière-pied et l'avant-pied, causant un réalignement ostéo-articulaire du membre inférieur. C'est la position neutre de l'articulation subtalaire qui est recherchée dans l'empreinte servant à la fabrication des orthèses plantaires. Cela fera en sorte que le pied, lors du cycle de marche, soit dans cette position juste après le contact du talon au sol et à la fin de la période de mi-support prévenant ainsi les compensations anormales de l'articulation subtalaire (Harradine, Bevan, and Carter 2006; Root 1971; Harradine and Bevan 2009; Root, Orien, and Weed 1977).

Théorie de la facilitation dans le plan sagittal

La théorie de la facilitation dans le plan sagittal relate l'importance pour le pied d'agir comme un pivot. Elle vise à faciliter la transition du centre de masse vers l'avant permettant ainsi une extension adéquate de la hanche amenant la phase de propulsion. Cette théorie se base sur le postulat que toute restriction de mouvement dans le plan sagittal occasionne des processus compensatoires (Harradine and Bevan 2009; Harradine, Bevan, and Carter 2006). Les orthèses plantaires prescrites selon cette théorie

visent à empêcher ces processus. Contrairement à la théorie de Root, la théorie de la facilitation dans le plan sagittal ne tient pas compte de la relation entre l'avant-pied et l'arrière-pied lors de la fabrication des orthèses plantaires, mais vise plutôt à faciliter le mouvement dans le plan sagittal. Cette théorie ne mentionne aucune prise d'empreintes et elle prône l'utilisation d'orthèses plantaires avec, entre autres, des exclusions des premières articulations métatarso-phalangiennes dans l'orthèse plantaire (*kinetic wedge*) et des élévations des stabilisateurs arrières pour faciliter le mouvement dans le plan sagittal (Harradine, Bevan, and Carter 2006; Harradine and Bevan 2009).

Théorie du stress tissulaire

La théorie du stress tissulaire est basée sur les effets des moments de force sur les articulations et sur les façons de les modifier. La théorie vise à diminuer le stress excessif sur les structures anatomiques pour promouvoir une guérison plus rapide (Harradine and Bevan 2009; Harradine, Bevan, and Carter 2006; Kirby 2001). Elle prend en compte l'axe de rotation de l'articulation subtalaire. Si cet axe est dévié médialement, un pied pronateur en résultera par une augmentation du moment de force pronatoire sur l'articulation subtalaire. Dans le cas d'un axe dévié latéralement, un pied supinateur en résultera par une augmentation du moment de force supinateur sur l'articulation subtalaire. Les muscles ayant une insertion médiale à l'axe de rotation de l'articulation subtalaire produisent un moment de force supinateur sur celle-ci. Les muscles avec une insertion latérale à l'axe de rotation de l'articulation subtalaire produisent un moment de force pronateur sur celle-ci. Une déviation médiale a donc pour effet d'augmenter l'activité des muscles supinateurs tandis qu'une déviation

latérale a pour effet d'augmenter l'activité des muscles pronateurs (Harradine and Bevan 2009; Harradine, Bevan, and Carter 2006; Kirby 2001). Par ailleurs, à la marche, si le centre de pression au niveau du pied est médial à l'articulation subtalaire, un moment de force supinateur sera appliqué sur l'articulation. Dans le cas où le centre de pression est latéral à l'articulation, le moment de force sera pronateur. La technique de prise d'empreintes utilisée est celle décrite par Root et al. (1971), c'est-à-dire avec du plâtre de Paris en maintenant le pied avec l'articulation subtalaire au neutre. Contrairement à la théorie de Root, cette théorie ne vise pas à atteindre une position idéale du pied à un certain moment du cycle de marche. Elle a pour but de diminuer les stress mécaniques excessifs causant les symptômes douloureux en créant un équilibre rotationnel de l'articulation subtalaire dans une position moins déviée de la normalité. Le moment de force autour d'une articulation est calculé en multipliant la force appliquée par la longueur du bras de levier. En prenant cette notion en considération, l'orthèse plantaire a pour but d'augmenter la longueur du bras de levier et ainsi que la force appliquée sur l'articulation de façon à accroître le moment de force généré. Pour ce faire, des modifications d'orthèses plantaires telles qu'un biseau médial et des modifications du plâtre positif sont effectuées (Harradine, Bevan, and Carter 2006; Harradine and Bevan 2009).

Modifications d'orthèses plantaires

Bien que peu d'articles scientifiques abordent ce sujet, différentes modifications extrinsèques peuvent être intégrées aux orthèses plantaires pour augmenter la spécificité de l'intervention. Une modification d'orthèse plantaire peut être définie comme étant

tout ajout ou retrait sur la coquille originale de l'orthèse plantaire en polypropylène.

L'ajout d'un stabilisateur arrière droit, d'un stabilisateur avant droit, d'un stabilisateur arrière en oblique interne et externe, d'une combinaison d'un stabilisateur avant et arrière et d'une barre latérale constitue les modifications les plus fréquemment utilisées.

Le stabilisateur arrière droit est un stabilisateur dont la portion antérieure est coupée de façon perpendiculaire à l'axe longitudinal de la coquille de l'orthèse plantaire (Paton and Spooner 2006). La plupart du temps, il est fabriqué avec de l'éthylène-acétate de vinyle (Landorf, Keenan, and Rushworth 2001), mais peut aussi être conçu avec un autre matériau, tel que du liège. Une orthèse plantaire avec un stabilisateur arrière droit diminue l'éversion maximale de l'arrière-pied. En fait, plus le degré d'inversion du stabilisateur arrière augmente, plus l'éversion maximale de l'arrière-pied diminue (Telfer et al. 2012). De plus, durant la phase de contact et de mi-support, l'orthèse plantaire avec stabilisateur arrière droit déplace le centre de pression en médial tandis que dans la phase de propulsion, elle le déplace en latéral (Paton and Spooner 2006). Un centre de pression médial à l'articulation subtalaire crée un moment de force supinateur autour de cet axe. Par conséquent, selon la théorie du stress tissulaire (Kirby 2001), lors de la phase de contact et la phase de mi-support, le stabilisateur arrière droit crée un moment de force supinateur autour de l'axe de rotation de l'articulation subtalaire tandis qu'il crée un moment de force pronateur lors de la phase de propulsion (Paton and Spooner 2006). Pour leur part, Blake et al. (1993) ont étudié les effets d'orthèses plantaires fabriquées avec un plâtre positif modifié de façon à incliner les orthèses à 15 degrés d'inversion avec un stabilisateur arrière droit lors d'une tâche de

course. Lors du contact talon, ils ont quantifié une position plus éversée de l'arrière-pied et une diminution de la vélocité de la pronation avec les orthèses plantaires avec stabilisateurs arrière comparativement à la condition contrôle. Lors de la phase d'appui, ils ont quantifié une légère augmentation de la période d'éversion totale de l'arrière-pied par rapport à la condition contrôle ainsi qu'une diminution de l'amplitude de mouvement totale entre le calcanéum et la verticale du sol et entre le tibia et le calcanéum. MacLean et al. (2009) ont quantifié l'influence de la rigidité de la semelle de la chaussure avec et sans combinaison avec des orthèses plantaires sur la cinématique et la cinétique du membre inférieur. Les orthèses plantaires utilisées avaient un stabilisateur avant intrinsèque de cinq degrés de varus et un stabilisateur arrière droit. Les auteurs ont quantifié une diminution du moment de force d'inversion de la cheville avec le port d'orthèses plantaires dans des chaussures à semelle rigide comparativement à des chaussures avec une semelle semi-rigide. Ils ont aussi observé une diminution de l'angle d'éversion maximale de l'arrière-pied, de l'éversion maximale du calcanéum, de la vélocité maximale d'éversion de l'arrière-pied, du moment de force d'inversion maximale de la cheville, du taux de chargement maximal (*maximal loading rate*) et de la rotation tibiale interne avec le port d'orthèses plantaires avec toutes les paires de chaussures.



Figure 2. Orthèse plantaire gauche avec stabilisateur arrière droit

Le stabilisateur arrière en oblique externe, tel que décrit par Paton et al. (2006), est un stabilisateur avec la portion antérieure latérale angulée à 33% de sorte que le bord latéral est plus long que le bord médial. Le stabilisateur en oblique externe déplace le centre de pression en latéral dans la période de mi-support, ce qui fait contraste avec les stabilisateurs en oblique interne et les stabilisateurs droits qui déplacent le centre de pression en médial. Le stabilisateur en oblique interne est un stabilisateur dont la portion antérieure médiale est angulée à 33% de sorte que le bord médial est plus long que le bord latéral. Selon la théorie du stress tissulaire (Kirby 2001), le stabilisateur arrière en oblique interne crée un moment de force supinateur autour de l'axe de rotation de l'articulation subtalaire, tandis que le stabilisateur en oblique externe crée un moment de force supinateur.



Figure 3. Orthèse plantaire gauche avec stabilisateur arrière en oblique externe (gauche) et stabilisateur arrière en oblique interne (droite)

Shaw (1975) définit le stabilisateur avant comme un morceau biseauté de matériel appliqué sur la partie distale-médiale ou distale-latérale de la portion inférieure de l'orthèse plantaire visant à normaliser la position de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied et au sol. L'ajout du stabilisateur avant en varus permettrait de maintenir l'articulation subtalaire en position neutre et empêcher les compensations anormales secondaires à la pronation du pied lors du cycle de marche. L'ajout du stabilisateur avant en valgus a pour fonction d'empêcher les compensations anormales secondaires à la supination du pied et de permettre une pronation nécessaire à l'absorption de choc. Johanson et al. (1994) ont évalué les effets d'orthèses plantaires préfabriquées avec stabilisateur avant, avec stabilisateur arrière et avec stabilisateurs avant et arrière sur l'éversion du calcaneum par rapport au sol et par rapport à la jambe, lors d'une tâche de marche sur tapis roulant. Les participants devaient avoir huit degrés ou plus d'inversion de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied lorsque l'articulation subtalaire est en position neutre (avant-pied varus). Ils ont observé une diminution de l'éversion

maximale du calcanéum par rapport au sol et à la jambe avec le stabilisateur avant, le stabilisateur arrière et la combinaison des deux. Aucune différence significative n'a été notée entre les différentes conditions expérimentales en ce qui a trait à l'amplitude d'éversion du calcanéum par rapport au sol et à la jambe. La combinaison du stabilisateur arrière et avant a toutefois diminué de façon plus importante l'éversion maximale du calcanéum par rapport au sol et à la jambe comparativement au stabilisateur avant seul. Les auteurs (Johanson et al. 1994) suggèrent la combinaison d'un stabilisateur arrière et avant pour obtenir un contrôle optimal de la pronation de l'arrière-pied dans le plan frontal à la marche. Par contre, dans cette étude, les orthèses plantaires utilisées étaient de type préfabriqué. Pour augmenter la spécificité des orthèses plantaires, les auteurs ont injecté de l'eau dans l'arche médiale de l'orthèse. Au contact de l'eau, une réaction chimique avec le polyuréthane de l'orthèse plantaire se produit et l'arche médiale « gonfle » jusqu'à ce qu'elle rencontre une résistance dans l'arche du pied. Les auteurs positionnaient donc le pied en position neutre de l'articulation subtalaire jusqu'à ce que les orthèses plantaires durcissent et prennent leur forme définitive après quelques minutes. Cette technique de prise d'empreintes n'a jamais été validée dans la littérature scientifique, ce qui affecte négativement la validité externe de cette étude. Nawoczinski et Ludewig (2004) ont pour leur part quantifié les effets d'orthèses plantaires avec stabilisateurs avant et arrière et d'orthèses plantaires sans stabilisateur sur la cinématique de la première articulation métatarsophalangienne chez des participants avec un minimum de 10 degrés d'avant-pied varus, à la marche. Aucune différence significative n'a été notée au niveau de l'amplitude de mouvement de

la première articulation métatarsophalangienne entre les conditions expérimentales. Une augmentation de l'angle de déclination du premier métatarse a été notée avec les deux conditions expérimentales. En pratique clinique, le stabilisateur avant est surtout utilisé en combinaison avec un stabilisateur arrière avec un biseau médial.



Figure 4. Orthèse plantaire gauche avec stabilisateurs avant et arrière droits

En pratique clinique, le clinicien utilise généralement un biseau médial pour augmenter le contrôle pronatoire de l'orthèse plantaire chez un patient hyperpronateur dont une orthèse plantaire fabriquée avec une prise d'empreintes avec l'articulation subtalaire au neutre n'est pas considérée suffisamment correctrice selon la théorie du stress tissulaire. Dans la littérature scientifique, de nombreuses études ont quantifié les effets d'orthèses plantaires avec un biseau médial (*medial wedge*) (McPoil and Cornwall 1991; Ferber, Davis, and Williams 2005; Brown et al. 1995; MacLean, McClay Davis, and Hamill 2006; Mündermann et al. 2003; Nester, van der Linden, and Bowker 2003; Williams, McClay Davis, and Baitch 2003; Murley and Bird 2006; Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al. 2013; Murley, Landorf, and Menz 2010; Mündermann et al.

2006; Liu et al. 2012). Par contre, très peu d'études ont quantifié les effets des orthèses plantaires avec un biseau médial par rapport à des orthèses plantaires sans biseau médial. De plus, dans certaines études, les auteurs ont quantifié les effets d'orthèses plantaires avec un biseau médial situé seulement sur le stabilisateur arrière (Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al. 2013; Williams, McClay Davis, and Baitch 2003; McPoil and Cornwall 1991; Liu et al. 2012; Murley, Landorf, and Menz 2010). Ce type de biseau médial est moins représentatif de ce qui est fait en pratique clinique. En fait, lorsqu'utilisé seulement sur le stabilisateur arrière, le biseau médial crée un espace entre le sol et l'orthèse plantaire au niveau distal-médial lorsque le stabilisateur arrière est complètement à plat sur le sol. Cela a comme répercussion de diminuer la stabilité de l'orthèse plantaire, car les parties proximales et distales de l'orthèse ne peuvent être simultanément en appui au sol (Figure 5). C'est principalement pour cette raison que ce type de modification est peu utilisé en pratique clinique. Les résultats des études précédentes sont par conséquent beaucoup moins appliqués à la pratique clinique. De plus, certains auteurs ont utilisé un biseau médial continu du stabilisateur arrière jusqu'au stabilisateur avant (Nester, van der Linden, and Bowker 2003). Ce type de biseau est également très peu représentatif de ce qui est couramment utilisé en médecine podiatrique.

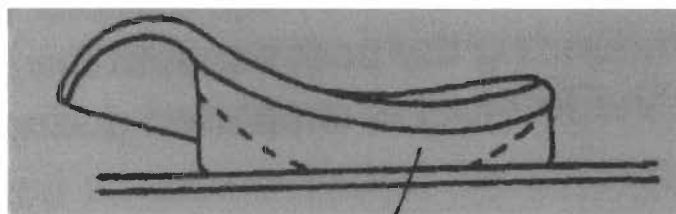


Figure 5. Instabilité d'une orthèse plantaire avec biseau médial, tirée de « *Human locomotion - The conservative management of gait-related disorders* » (Michaud 2011).

Sur les 13 études mentionnées ci-haut, seules deux études (Mündermann et al. 2003; Mündermann et al. 2006) semblent être représentatives de ce qui est utilisé en pratique clinique au Québec. Dans l'une de ces études, les auteurs ont évalué les effets d'orthèses plantaires sur mesure en polypropylène avec et sans biseau médial sur la cinématique, la cinétique et l'activité musculaire du membre inférieur à la course. Les résultats suggèrent que les orthèses plantaires avec le biseau médial de six millimètres ont le même effet sur la cinétique et la cinématique que les orthèses plantaires sans biseau médial. Seule l'intensité de cet effet change. Les orthèses plantaires avec un biseau médial ont réduit de façon plus importante le moment d'inversion maximal de la cheville, la force d'impact maximale et le taux de chargement maximal (*maximal loading rate*). Le moment d'abduction maximal du genou survient quant à lui plus tard qu'avec les orthèses plantaires sans biseau médial. Pour ce qui est de l'activité musculaire, les orthèses plantaires avec biseau médial ont produit une augmentation moins importante de l'intensité électromyographique du long fibulaire, du gastrocnémien médial et du biceps fémoral comparativement aux orthèses plantaires sans biseau médial.

Pour ce qui est de la barre latérale, aucune littérature n'a été recensée sur le sujet. Toutefois, cette modification sur les orthèses plantaires est utilisée empiriquement depuis de nombreuses années en médecine podiatrique pour limiter l'inversion du pied à la marche. Selon la théorie du stress tissulaire (Kirby 2001), toute force agissant latéralement à l'articulation subtalaire crée un moment de force pronatoire sur celle-ci. En théorie, la barre latérale crée un moment de force pronatoire autour de l'articulation subtalaire. La barre latérale est un matériau collé sous l'orthèse plantaire, couvrant l'arche latérale, allant du stabilisateur arrière jusqu'à l'extrémité distale de la coquille. La barre latérale fait, la plupart du temps, plus ou moins un centimètre de largeur. La barre latérale est le prolongement du stabilisateur arrière, de sorte qu'il n'y a pas d'espace entre ces deux modifications d'orthèses plantaires. Elle est généralement fabriquée avec le même matériau que les stabilisateurs.



Figure 6. Orthèse plantaire gauche avec barre latérale et stabilisateur arrière droit

Plusieurs modifications d'orthèses plantaires ont été décrites dans la littérature scientifique. Il a été démontré qu'elles peuvent affecter la cinématique, la cinétique et l'activité musculaire du membre inférieur ainsi que les pressions plantaires lors de la locomotion. Toutefois, les données probantes actuelles ne permettent pas d'orienter les pratiques cliniques.

Électromyographie et orthèses plantaires

Selon Murley et al. (2010), l'effet sur l'activité musculaire du membre inférieur est un des principaux mécanismes d'action faisant en sorte que le port d'orthèses plantaires procure des résultats thérapeutiques.

Plusieurs études ont quantifié les effets des orthèses plantaires sur mesure sur l'activité musculaire à la course et à la marche. À la course, des orthèses plantaires en polypropylène augmentent l'activité musculaire globale du gastrocnémien médial, du long fibulaire, du tibial antérieur et du biceps fémoral (Mundermann et al. 2006). Nawoczinski et al. (1999) ont quantifié une augmentation de l'activité musculaire moyenne du tibial antérieur lors de la première moitié de la phase d'appui avec des orthèses plantaires en polypropylène. Ils n'ont toutefois pas noté de différence significative pour les muscles vaste latéral, vaste médial et gastrocnémien médial. Aucune étude à ce jour n'a quantifié les effets des orthèses plantaires sur le muscle moyen fessier à la course.

À la marche, avec des orthèses plantaires sur mesure, la durée d'activation du muscle tibial antérieur augmente tandis qu'il n'y a aucun changement pour le muscle

long fibulaire ((Tomaro and Burdett 1993). Ils n'ont aussi noté aucune différence significative entre l'activité musculaire moyenne des gastrocnémiens, du long fibulaire et du tibial antérieur sans orthèse plantaire et avec orthèses plantaires de type « *Sporthotics* ». Murley et al. (2006) n'ont pour leur part observé aucune différence significative pour l'amplitude de l'EMG du muscle tibial antérieur lors du port d'orthèses plantaires sur mesure par rapport à une condition de marche avec chaussures uniquement. De plus, durant la phase de contact, des orthèses plantaires préfabriquées thermoformées aux pieds du participant avec l'articulation subtalaire positionnée au neutre augmentent l'amplitude de l'EMG du muscle long fibulaire à la marche (Murley, Landorf, and Menz 2010). Ces orthèses plantaires ne causent aucun changement de l'activité musculaire du gastrocnémien médial et aucun changement pour le temps d'atteinte de l'amplitude maximale (*time to peak amplitude*). Telfer et al. (2013) ont pour leur part observé une diminution de l'activité musculaire des muscles vaste latéral, vaste médial et biceps fémoral, mais aucun changement pour les muscles long fibulaire, soléaire, gastrocnémien médial, gastrocnémien latéral et tibial antérieur chez des participants hyperpronateurs avec le port d'orthèses plantaires sur mesure lors d'une tâche de marche. Aucune étude n'a été répertoriée sur les effets des orthèses plantaires sur mesure sur l'activité du muscle moyen fessier à la marche. Par contre, Hertel et al. (2005) ont quantifié les effets d'orthèses plantaires préfabriquées avec et sans biseau médial ou latéral sur l'activité musculaire du muscle moyen fessier lors de trois tâches différentes. Les trois tâches étaient respectivement un squat sur une jambe, monter et descendre d'une boîte de 30 centimètres de hauteur et un saut vertical (*single leg squat*,

lateral stepdown et vertical jump). Les auteurs ont quantifié une augmentation de l'activité du muscle moyen fessier lors des deux premières tâches avec les deux types d'orthèses plantaires. Les études précédemment citées ont démontré que les orthèses plantaires modulent l'activité musculaire du membre inférieur lors de différentes tâches de locomotion (voir Tableau 1).

Auteurs	Types de participants	Types d'empreintes	Types d'orthèses plantaires	Tâche	Muscles testés	Type d'analyse	Résultats principaux
Mündermann et al. (2006)	Hyperpronation n=20	Plâtre en position neutre de l'AST	1. Semelle 2. Polypropylène 3. Polypropylène avec un RFP médial de 6 mm	Course	Vaste latéral Vaste médial Droit fémoral Biceps fémoral Tibial antérieur Long fibulaire Gastrocnémien médial	Analyse d'ondelettes (Fréquences hautes, basses et globales): Avant le contact talon (Avct) Après le contact talon (Apct) Phase de propulsion (PP)	Augmentation de l'activité globale (Apct) du: gastrocnémien médial long fibulaire tibial antérieur biceps fémoral
Nawoczenski et Ludewig (1999)	Blessures musculosquelettiques n=12	Plâtre en position neutre de l'AST	Polypropylène	Course	Tibial antérieur Gastrocnémien médial Vaste médial Vaste latéral Biceps fémoral	RMS moyen pour le premier 50% de la phase de support	Augmentation de l'activité du tibial antérieur de 37.5% Diminution de l'activité du biceps fémoral de 11.1%
Tomaro et Burdett (1993)	Blessures musculosquelettiques n=10	Inconnu	Sporthotics (Langer)	Marche sur tapis roulant	Gastrocnémien latéral Tibial antérieur Long fibulaire	Durée d'activation Activité moyenne	Augmentation de la durée d'activation du tibial antérieur
Murley et Bird (2006)	Hyperpronation n=15	Plâtre en position neutre de l'AST	1. Orthèses rigides 2. Orthèses rigides à 15 degrés d'inversion 3. Orthèses rigides à 30 degrés d'inversion	Marche	Long fibulaire Tibial antérieur Soléaire Gastrocnémien médial	Amplitude maximale du RMS *EMG intramusculaire	Augmentation de l'amplitude maximale du tibial antérieur avec toutes les orthèses comparativement à pieds nus Augmentation de l'amplitude maximale du long fibulaire avec les orthèses à 15 degrés d'inversion
Murley et al. (2010)	Hyperpronation n=30	Plâtre en position neutre de l'AST	1. Préfabriquées moulées 2. Sur mesure à 20 degrés d'inversion	Marche	Tibial postérieur Tibial antérieur Long fibulaire Gastrocnémien médial	Temps d'amplitude maximale Amplitude maximale du RMS *EMG intramusculaire	Diminution de l'amplitude maximale du tibial postérieur durant la phase de contact pour les deux types d'orthèses Augmentation de l'amplitude maximale du long fibulaire durant la phase mi-support/propulsion avec les orthèses préfabriquées moulées
Telfer et al. (2013)	Hyperpronation n=12	CAD/CAM en position neutre de l'AST	Orthèses semi-rigides avec biseau de 6 degrés valgus à 10 degrés varus par tranche de 2 degrés (9 conditions)	Marche	Biceps fémoral Gastrocnémien latéral Gastrocnémien médial Long fibulaire Tibial antérieur Vaste latéral Vaste médial	Amplitude maximale Activité moyenne (0-50% phase de support) Activité moyenne (50-100% phase de support)	Diminution de l'activité des muscles vaste latéral, vaste médial, biceps fémoral chez les participants hyperpronateurs

Tableau 1. Résumé des articles traitant des effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire

CHAPITRE II

PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE

Tout d'abord, il est possible de constater le nombre relativement faible d'études scientifiques sur les effets des orthèses plantaires sur les pathologies précédemment nommées, soit la dysfonction du tendon du muscle tibial postérieur, la tendinopathie d'Achille, la tendinopathie des muscles fibulaires, le syndrome fémoro-patellaire et l'instabilité et les entorses latérales de la cheville. Comme mentionné précédemment, ces pathologies ont une incidence élevée et il a été observé que le port d'orthèses plantaires procure des effets bénéfiques dans leur traitement. C'est pourquoi, étudier les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire du tibial antérieur, des gastrocnémiens, du vaste latéral et du long fibulaire est d'une grande importance en vue d'optimiser l'efficacité du traitement orthésique pour ces pathologies. De plus, quantifier les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire du moyen fessier est intéressant en constatant qu'aucune étude scientifique à ce jour n'a été publiée sur leurs effets lors d'une tâche de marche.

Dans la littérature scientifique, l'orthèse plantaire a régulièrement été utilisée comme intervention biomécanique pour des problématiques musculosquelettiques ou autres. Cependant, le manque de standardisation de la méthode de fabrication et du type d'orthèses plantaires utilisé limite grandement la validité externe des résultats de

recherche. En effet, parmi les orthèses plantaires répertoriées, on peut noter des orthèses fabriquées en différents matériaux : Roylan Aquaplast-T (Hertel et al. 2001; Orteza, Vogelbach, and Denegar 1992), polypropylène (Mundermann et al. 2006; Scherer et al. 2006; Mundermann et al. 2004), matériau non mentionné (Mattacola et al. 2007; Sesma et al. 2008a; Rose et al. 2002) et mousse de polyéthylène (Murley, Landorf, and Menz 2010) pour ne nommer que ceux-ci. Bien qu'une grande proportion des auteurs utilisent la technique de prise d'empreintes en position neutre de l'articulation subtalaire (avec plâtre ou boîte de mousse) (Mundermann et al. 2003; Hertel et al. 2001; Mundermann et al. 2006; Mattacola et al. 2007; Sesma et al. 2008a; Stacoff et al. 2007; Rose et al. 2002; Orteza, Vogelbach, and Denegar 1992; Scherer et al. 2006; Murley, Landorf, and Menz 2010), ce ne sont pas tous les articles scientifiques quantifiant les effets des orthèses plantaires qui ont utilisé la même technique de prise d'empreintes. Par exemple, certaines études ont utilisé une technique de prise d'empreintes par scanneur en trois dimensions (Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al. 2013; Telfer, Abbott, Steultjens, and Woodburn 2013). Comme mentionné précédemment, la reproductibilité et la validité de cette technique de prise d'empreintes n'ont pas encore été démontrées. De plus, certains auteurs ont quantifié les effets d'orthèses plantaires préfabriquées ne nécessitant aucune prise d'empreintes. Il est alors impossible qu'elles soient fabriquées selon la théorie de prise d'empreintes de Root. Par ailleurs, les modifications d'orthèses plantaires utilisées dans les études précédentes ne sont pas les mêmes. En effet, les orthèses plantaires mentionnées peuvent avoir un stabilisateur arrière (Mundermann et al. 2003; Mundermann et al. 2006; Scherer et al. 2006; Mundermann et al. 2004), aucun

stabilisateur arrière (Stacoff et al. 2007; Sesma et al. 2008a; Mattacola et al. 2007; Mundermann et al. 2006; Telfer et al. 2012; Mundermann et al. 2004), un biseau médial poissson et un stabilisateur avant (Orteza, Vogelbach, and Denegar 1992). Les effets des orthèses plantaires sont comparés entre les différentes études scientifiques alors que ces orthèses peuvent être complètement différentes, ce qui constitue un biais important.

Une dichotomie existe entre la pratique clinique, où les orthèses plantaires sont fabriquées de façon à être les plus spécifiques possibles en fonction de la biomécanique fautive de chaque patient et la littérature scientifique où les orthèses plantaires décrites sont généralement identiques pour tous les participants dans un but d'uniformisation de l'intervention. Les résultats de ces études perdent ainsi beaucoup de pertinence clinique. Il existe aussi un manque de données probantes en ce qui concerne les modifications apportées aux orthèses plantaires. Au Québec, ces modifications font partie intégrante des prescriptions d'orthèses plantaires en médecine podiatrique, bien qu'il n'y ait peu ou pas de littérature scientifique sur laquelle s'appuyer, rendant l'utilité de ces modifications encore à démontrer. Ces modifications sont surtout utilisées pour augmenter la spécificité des orthèses plantaires pour chaque patient. Or, aucune étude ne s'est attardée spécifiquement aux effets biomécaniques réels et l'utilisation de ces modifications demeure essentiellement basée sur l'empirisme et l'expérience du clinicien. La relation de causalité entre l'ajout de modifications d'orthèses plantaires et leurs effets sur la correction pronatoire est donc difficile à établir.

Finalement, en pratique clinique, le traitement orthésique vise généralement un bénéfice thérapeutique à long terme. Le port d'orthèses plantaires peut cependant causer des douleurs à certains patients lors des premiers jours, voire des premières semaines avant de devenir confortable. Il est possible d'émettre l'hypothèse que le corps humain doit s'adapter au port d'orthèses plantaires. Or, aucune étude scientifique n'a comparé les effets des orthèses plantaires avant et après un port d'une certaine période de temps sur l'activité musculaire, la cinématique et la cinétique du membre inférieur. Il est alors inconnu à ce jour, si des adaptations biomécaniques surviennent après le port d'orthèses plantaires à plus long terme.

CHAPITRE III

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE

Objectifs de recherche

Le premier objectif est de quantifier la différence entre les effets des conditions expérimentales sur l'activité (activité moyenne et amplitude maximale) des muscles tibial antérieur, long fibulaire, gastrocnémiens médial et latéral, vaste latéral et moyen fessier avant et après un port d'un mois. Le deuxième objectif est de comparer les effets des orthèses plantaires avec et sans barre latérale sur l'activité musculaire.

Hypothèses de recherche

Hypothèse #1 : Des adaptations musculaires surviendront après le port des orthèses plantaires pour une période d'un mois.

Hypothèse #2 : L'amplitude maximale et l'activité musculaire moyenne des muscles supinateurs seront diminuées pour les deux conditions expérimentales comparativement à la condition contrôle.

Hypothèse #3 : L'amplitude maximale et l'activité musculaire moyenne des muscles pronateurs seront augmentées pour les deux conditions expérimentales comparativement à la condition contrôle.

Hypothèse #4 : L'activité des muscles pronateurs sera diminuée et l'activité des muscles supinateurs sera augmentée pour les orthèses plantaires avec barre latérale comparativement aux orthèses plantaires.

Portée clinique

À ce jour, aucune étude n'a permis d'établir une relation entre l'ajout de modifications d'orthèses plantaires et l'activité musculaire du membre inférieur. Le caractère novateur de ce projet de recherche permettra ainsi de baliser l'intervention podiatrique en ce qui a trait à l'utilisation de différents types d'orthèses plantaires. Les résultats de ce projet de recherche seront utiles dans le but éventuel de développer un guide clinique pour aider les cliniciens à prescrire les orthèses plantaires en se basant sur les données probantes et non uniquement sur l'expérience clinique. Finalement, les résultats de recherche aideront à mieux comprendre le mécanisme d'action des orthèses plantaires et susciteront d'autres questions de recherche.

CHAPITRE IV

ARTICLE

EFFECTS OF TWO TYPES OF FOOT ORTHOSES ON LOWER LIMB MUSCLE ACTIVITY BEFORE AND AFTER A ONE-MONTH PERIOD OF WEAR

MOISAN Gabriel¹, CANTIN Vincent

¹Département des sciences de l'activité physique

Contribution de l'étudiant : Sous la direction de mon directeur de recherche, Vincent Cantin, j'ai contribué à la revue de littérature, au recrutement des participants, à l'élaboration du protocole expérimental, à la collecte de données, à l'analyse des données et à la publication des résultats de recherche.

Number of pages : 15

Number of figures : 4

Number of tables : 1

Corresponding author :

MOISAN, Gabriel

3351, boul. des Forges, C.P. 500

Trois-Rivières, Qc, G9A 5R7

Email : gabriel.moisan@uqtr.ca

Abstract

The purpose of this study was to quantify the effects of two types of foot orthoses (FOs) on muscle activity before and after a one-month period of wear during walking. Twenty-one healthy participants were recruited to walk on a five meters walkway with a control condition (no FOs) and two experimental conditions (FOs and FOs with lateral bar). The experimental protocol was performed before and after a one-month period of wear for each experimental condition. Electromyographic (EMG) signals were recorded for six muscles (gluteus medius, vastus lateralis, medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius, peroneus longus and tibialis anterior). Mean muscle activity was analysed during the contact, the combined midstance/terminal stance and the pre-swing phases of gait. Peak amplitude and time to peak amplitude were quantified during stance phase. Significant differences were observed when comparing the effects of each FOs before and after a one-month period of wear for medial gastrocnemius and peroneus longus muscles ($p \leq 0.05$). After a period of wear, significant differences were observed between experimental conditions and control for all muscles tested except gluteus medius and medial gastrocnemius ($p \leq 0.05$). FOs with lateral bar decreased peak amplitude and mean activity of peroneus longus muscle during the combined midstance/terminal stance and the pre-swing phases of gait ($p \leq 0.05$). Future studies should integrate a period of adaptation when quantifying the effects of FOs on muscle activity. More studies are needed to determine if the decreased activity of peroneus longus muscle could be of benefit to treat pathologies such as peroneal tendinopathy or lateral ankle instability.

1. Introduction

Foot orthoses (FOs) are regularly prescribed to treat numerous lower limb pathologies (Williams, Hill, and Nester 2013; Bowring and Chockalingam 2010; Lynch 1998; Barton et al. 2011). A variety of FOs has been described in the literature, but most custom-made FOs are fabricated from a negative cast impression based on subtalar joint neutral position theory (Root, Weed, and Orien 1971). According to this theory, the position in the cast should enable the foot to be in subtalar joint neutral position immediately after heel strike and at the end of midstance phase of gait when wearing FOs. They were believed to realign the lower-extremity skeleton and therefore affecting lower extremity kinematics. However, latest literature tends to prove otherwise. Numerous studies have quantified the effects of FOs on lower limb kinematics during gait with mixed results. Most studies found small and inconsistent differences in kinematic variables when comparing FOs to a control condition (Stacoff et al. 2000; Nester, van der Linden, and Bowker 2003; Mündermann et al. 2003; Liu et al. 2012; Eslami et al. 2009). Considering the positive outcomes when using FOs as treatment (Williams, Hill, and Nester 2013; Bowring and Chockalingam 2010; Lynch 1998; Barton et al. 2011) and their relatively small effect on lower limb kinematics, other mechanisms of action have been considered.

Another mechanism of action that has been proposed by which FOs could procure a positive outcome is based on their effect on lower-limb muscle activity. Even

though some authors have quantified their effects on muscle activity during walking, there is still no consensus among available literature. Yet, a systematic review provided some evidence that FOs affect muscle activity during gait (Murley et al. 2009) but there are contradictory results in the scientific literature. It is mentioned, for example, that FOs can increase (Murley, Landorf, and Menz 2010) or have no effect (Telfer, Abbott, Steultjens, Rafferty, et al. 2013) on peroneus longus peak amplitude during walking. We believe that the contradiction in the scientific literature could be explained by the variability between the types of FOs used in the studies.

In general, FOs are clinically used for a long-term period and it can take a certain period of time for the patients to be comfortable wearing them. Thus, one can say that the human body needs to adapt to the wear of FOs. However, most studies quantified their instantaneous effects on muscular activity or their effects after a short-term period of wear (2 weeks or less) and have not quantified if these effects change with time (Mundermann et al. 2006; Tomaro and Burdett 1993; Dedieu et al. 2013; Murley, Landorf, and Menz 2010). It is therefore unknown if wearing FOs for a certain period of time induces muscular adaptations.

There are also few authors that studied if FOs with and without modification affect differently the lower limb biomechanics during gait cycle. In clinical practice, FOs modifications are often added to increase the specificity of the intervention. One of these modifications is a lateral bar. The lateral bar consists of a one-centimeter wide ethylene vinyl acetate (EVA) bar glued under the lateral part of the FOs lying from the

rearfoot post to the distal end of the shell. No study to date has quantified the effects of this modification. However, this modification is added to FOS in clinical practice to limit foot inversion during locomotion. It is mostly used to treat patient with excessive foot inversion during the gait cycle or to treat pathologies such as functional ankle instability and peroneal tendinopathy with generally good results. Its utilization is based on the subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function (SALRE) (Kirby 2001). According to this theory, any force acting laterally to the subtalar axis of rotation creates a pronatory moment of force on this joint. In theory, the lateral bar should create a pronatory moment of force around the subtalar joint axis and therefore increase supinator muscles activity and decrease pronator muscles activity during gait.

The principal objective of this study was to determine the effects of FOs and FOs with a lateral bar on muscle activity before and after a one-month period of wear. A secondary objective was to evaluate the effects of both types of FOs on muscle activity of the lower extremity after a one-month wear during walking. It was hypothesized that a) there will be muscular adaptations to both types of FOs after a one-month period of wear and that b) muscular activity will be increased for supinator muscles and decreased for pronator muscles with FOs with lateral bar compared to FOs.

2. Methods and materials

2.1. Participants

Twenty-one healthy adults (age: 21.9 ± 2.5 yr, height : 167 ± 7 cm, weight 61.2 ± 9.1 kg, Foot Posture Index : 2.7 ± 2.0), 4 men and 17 women, with no history of macrovascular symptoms or neuromuscular diseases or traumatic injuries six months before the study affecting their ability to walk, participated in this study. Prior to their participation, all subjects gave informed consent according to a protocol approved by the Université du Québec à Trois-Rivières (Canada) Ethics Committee. No participants had worn FOs on a regular basis six months prior to the study. “Foot Posture Index” (FPI) score had to be between -4 and +9 (from supinated to pronated feet) for each participant (Redmond, Crosbie, and Ouvrier 2006).

2.2. Foot orthoses

All experiments were performed using the same model of standard shoes with no intrinsic correction, but in different sizes. The prone casting technique, as described by McPoil et al. (1989) was used to produce the negative impression of the foot held in subtalar joint neutral position. A trained podiatrist has taken all plaster casts and a certified orthotist technician has fabricated all FOs. FOs were made of a 3.2 millimeters thick polypropylene shell with an EVA standard rearfoot post, cut at 50% of the length of the heel cup, with and without an EVA lateral bar. (See Fig.7 and Fig.8)



Figure 7. Foot orthoses with lateral bar (top and side views)



Figure 8. Foot orthoses (top and side views)

2.3. Protocol

To familiarize with the experimental protocol, each participant was instructed to walk five times on a five meters walkway. Then, stance duration, which was determined by the time between heel strikes of ipsilateral and contralateral limbs, was recorded using two force platforms separated by a step length on participant path. The participant initiated the walk two steps before the second force platform according to a two-step protocol (McPoil et al. 1999). Stance duration of 10 trials was averaged for each participant. The control condition was no FOs and the two experimental conditions were respectively FOs and FOs with lateral bar.

For the first data collection session, first six trials were performed in the control condition. Next six trials were performed in either one of the experimental conditions, randomly selected for each participant. The last six trials were performed in the remaining experimental condition. All trials with stance duration varying from $\pm 10\%$ of the mean stance duration were rejected and retaken. After the first data collection session, each participant had to wear one of the experimental conditions, randomly selected, in their everyday activities for 30 days. The second data collection session has been performed after this period of time for the experimental condition worn for the last 30 days and for the control condition. Afterwards, the participants had to wear the remaining experimental condition for 30 days. After this period of time, the third data collection session has been performed for this experimental condition and for the control condition.

After each data collection session, the participants were instructed to do a FOs progressive adaptation protocol, consisting of wearing the FOs one hour the first day and one hour more for each following day until they were able to wear them all day. This adaptation protocol is consistent of what it is used by podiatrists to reduce discomfort related to the wear of FOs. Every day, all participants filled a logbook to quantify how much time the experimental conditions were worn and pain felt, quantified on a 0 to 10 scale.

2.4. Instrumentation

Surface EMG data were collected with bipolar disposable Ag-AgCl electrodes (Bortec Biomedical, Alberta, Canada) applied over the gluteus medius at the mid-point between the iliac crest and the greater trochanter, over the vastus lateralis at the 2/3 of the distance between the anterior superior iliac spine and the patella, over the peroneus longus at the 1/4 of the distance between the head of the fibula and the lateral malleolus, over the tibialis anterior, at the 1/3 of the distance between the head of the fibula and the medial malleolus and over the lateral and medial gastrocnemius on the muscles bellies. The application of the electrodes were based on the recommendations of SENIAM (Hermens et al. 2000). Skin impedance was reduced by: 1) shaving the skin, 2) gently abrading the skin with fine-grade sandpaper and wiping the skin with alcohol swabs. A reference electrode was placed over the anterior superior iliac spine. EMG signals were differentially amplified (AMT- 8, common mode rejection ratio of 115 dB at 60 Hz, input impedance of 10 GW; 12-bit A/D converter) and sampled at 1000 Hz. The EMG data were digitally filtered with a zero phase lag, bi-directional, 10 to 450 Hz bandpass fourth-order Butterworth filter. Analyses were performed on the Root Mean Square (RMS) of these data, calculated with a moving window of 100 ms width with an overlap of 50 ms. For each data collection session, RMS data of each muscle were normalized with the mean peak amplitude of all trials of the control condition. Five parameters were analyzed for each muscle: 1. Time to peak amplitude during stance phase, 2. Peak amplitude during stance phase, 3. Mean activity during the contact phase, 4. Mean activity during the combined midstance/terminal stance phase and 5. Mean activity

during the pre-swing phase. Gait cycle phases were determined by sequencing the ground reaction force signal collected with two force platforms (AMTI and Bertec). All measurements were taken on the dominant leg which was determined by asking each participant to kick a ball, to write their name on the floor and to stamp out a simulated fire. The leg chosen by the participant to perform the majority of the tasks was considered dominant. These tasks are reliable, have a high internal consistency and are recommended to determine footedness (Schneiders et al. 2010).

2.5. Analysis

Shapiro-Wilk test value was used to evaluate the distribution of data and log-transformation was performed when EMG parameters were not normally distributed. To evaluate the time factor for each experimental condition, EMG parameters before and after a one-month period of wear were compared with repeated-measures ANOVA. Planned comparisons were performed and Cohen's d effect size was calculated to compare the effects of each condition on muscle activity after a one-month period of wear. The level of statistical significance was set at $p \leq 0.05$ and $d \geq 0.50$ for all analyses.

3. Results

Two participants were excluded from the study because they did not complete the second and third experimentations. Results are based on the evaluation of 19 participants (4 men and 15 women). The average time the experimental conditions were worn was 5.2 ± 1.7 hours per day and the average pain felt was 0.46 ± 0.7 on a scale between 0 and 10. No significant differences were observed between experimental

condition for both parameters. There was no significant difference in stance duration between conditions (Control: 56.95 ± 3.80 ms, FOs: 57.51 ± 3.87 ms, FOs with lateral bar: 56.89 ± 3.84 ms).

3.1 Differences in muscle activity before and after a one-month period of wear

In this section, each experimental condition was compared to itself before and after a one-month period of wear. After a one-month period of wear, mean activity of medial gastrocnemius muscle was increased during the combined midstance/terminal stance phase for FOs and FOs with lateral bar (FOs – 58.95% vs 50.36%, $d=0.94$, $p \leq 0.01$, FOs with lateral bar – 58.10% vs 50.61%, $d=0.79$, $p \leq 0.01$) and time to peak amplitude was decreased for FOs (FOs – 45.32 ms vs 48.54 ms, $d=0.58$, $p \leq 0.01$). For peroneus longus muscle, mean activity was decreased during the combined midstance/terminal stance phase for FOs (54.45% vs 59.35%, $d=0.50$, $p \leq 0.05$) and FOs with lateral bar (51.84% vs 60.07%, $d=1.09$, $p \leq 0.01$). (See Table 2)

3.2 Effects of FOs and FOs with lateral bar on muscle activity after a one-month period of wear

3.2.1 Planned comparisons between experimental conditions

Only one significant difference between FOs and FOs with lateral bar was observed for all EMG parameters. Mean activity of lateral gastrocnemius muscle was decreased for FOs with lateral bar compared to FOs (29.23% vs 34.26%, $d=0.58$, $p \leq 0.05$) during the pre-swing phase. (See Table 2).

3.2.2 Planned comparisons between FOs and control condition

For vastus lateralis muscle, mean activity was decreased during the contact phase (73.58% vs 77.26%, $d=0.53$, $p\leq 0.01$) (see Fig.9). For tibialis anterior muscle, mean activity during the contact (57.15% vs 65.65%, $d=1.20$, $p\leq 0.01$) and the combined midstance/terminal stance (21.19% vs 28.79%, $d=0.64$, $p\leq 0.01$) phases and peak amplitude (86.90% vs 96.44%, $d=0.95$, $p\leq 0.01$) were decreased (See Fig.10). Finally, for peroneus longus muscle, peak amplitude was decreased (93.98% vs 99.96%, $d=0.66$, $p\leq 0.01$). (See Table 2)

3.2.3 Planned comparisons between FOs with lateral bar and control condition

For lateral gastrocnemius muscle, peak amplitude (90.78% vs 99.98%, $d=1.30$, $p\leq 0.01$) and mean activity during the pre-swing phase (29.23% vs 34.10%, $d=0.74$, $p\leq 0.05$) were decreased. Finally, for peroneus longus muscle, peak amplitude (92.05% vs 99.96%, $d=1.04$, $p\leq 0.01$) and mean activity during the combined midstance/terminal stance phase were decreased (51.85% vs 57.25%, $d=0.98$, $p\leq 0.01$). (See Fig.11)

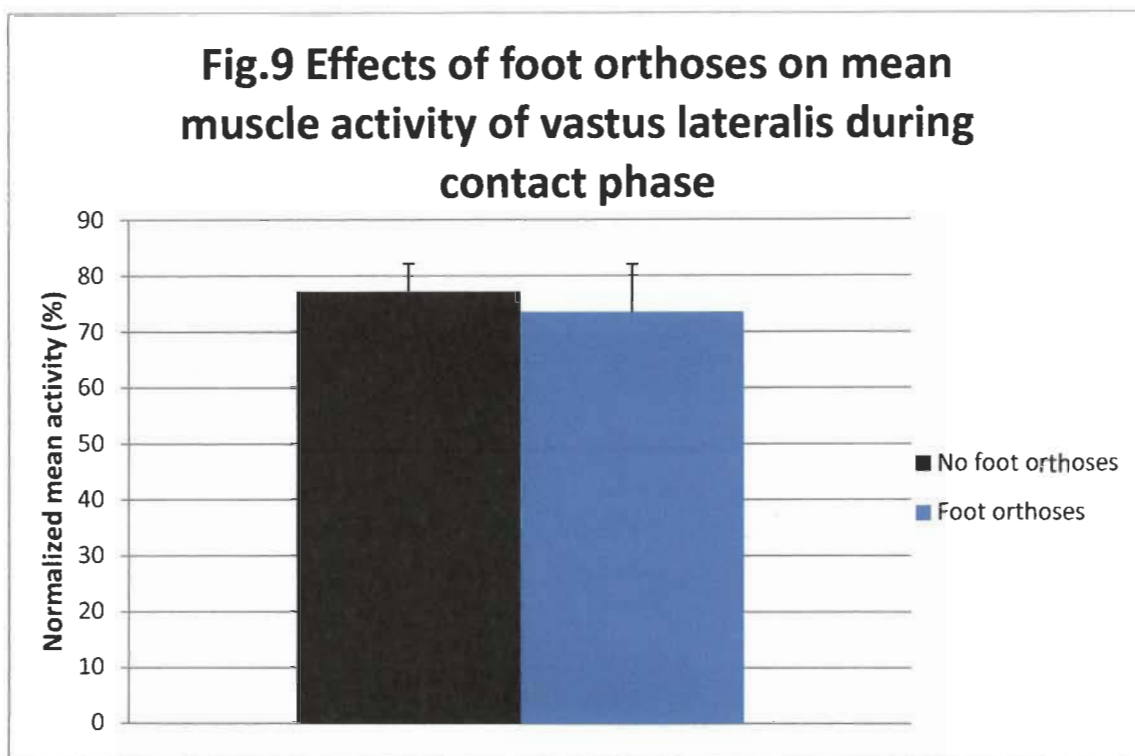


Figure 9. Effects of foot orthoses on mean muscle activity of vastus lateralis during contact phase.

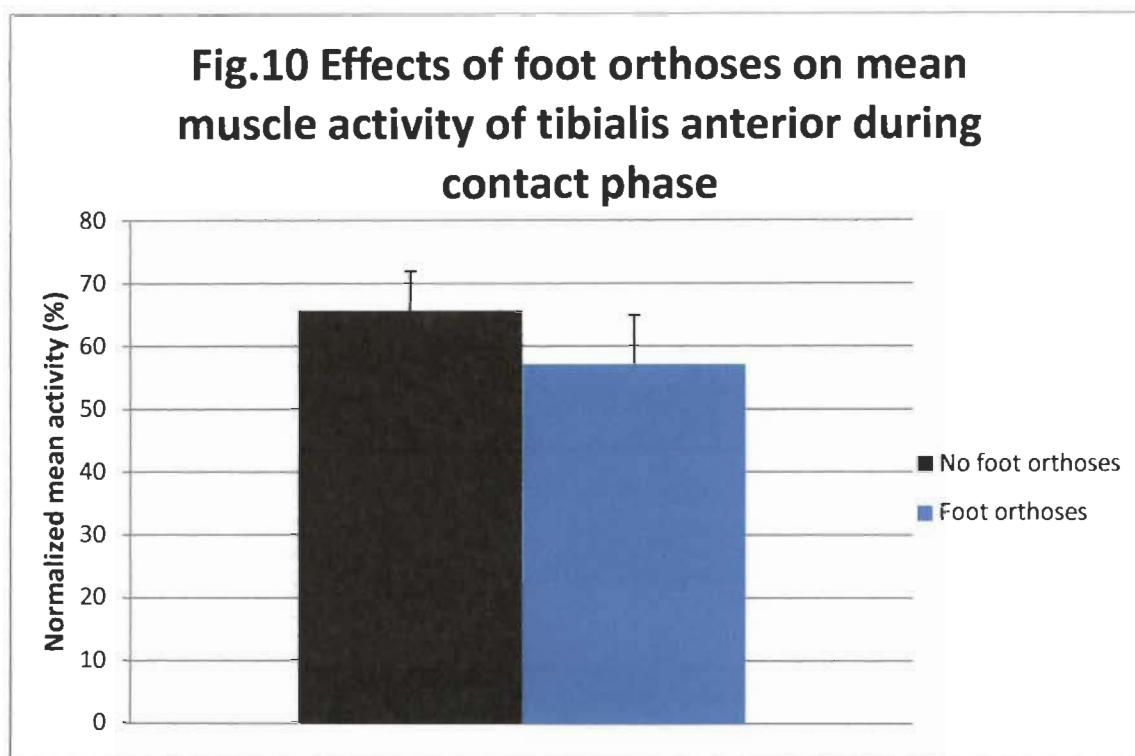


Figure 10. Effects of foot orthoses on mean muscle activity of tibialis anterior during contact phase.

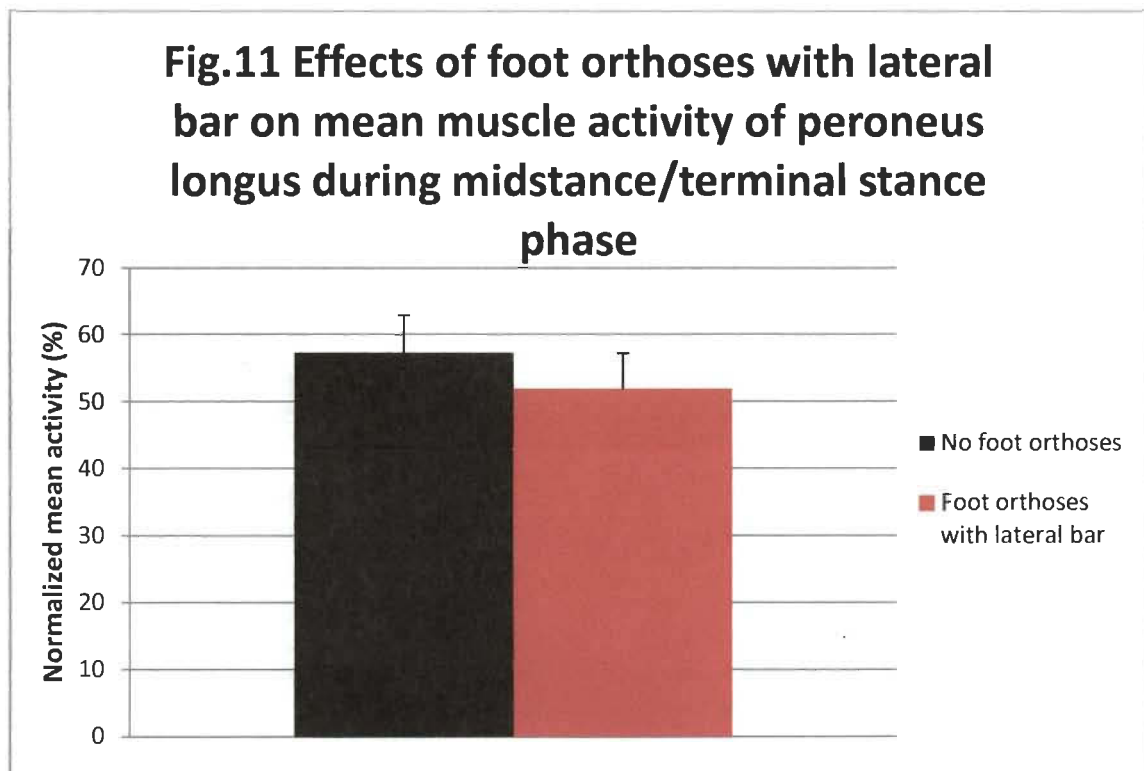


Figure 11. Effects of foot orthoses with lateral bar on mean muscle activity of peroneus longus during midstance/terminal stance phase.

		Gluteus medius			Vastus lateralis			Medial gastrocnemius			Lateral gastrocnemius			Peroneus longus			Tibialis anterior		
		Control	FOs	FOs with lateral bar	Control	FOs	FOs with lateral bar	Control	FOs	FOs with lateral bar	Control	FOs	FOs with lateral bar	Control	FOs	FOs with lateral bar	Control	FOs	FOs with lateral bar
Peak amplitude (%)	Before	97.60 (94.53, 101.11)	97.23 (90.13, 102.92)	99.75 (93.67, 104.04)	96.19 (91.23, 101.88)	94.11 (87.02, 102.87)	93.31 (87.20, 103.81)	99.69 (99.27, 100.17)	96.51 (91.70, 101.37)	94.11 (87.88, 98.90)	99.97 (99.92, 100.03)	98.24 (90.65, 106.91)	100.39 (92.15, 109.42)	99.59 (98.87, 100.40)	98.11 (91.95, 104.45)	100.55 (94.61, 107.33)	98.53 (95.07, 99.69)	95.40 (90.88, 99.63)	105.44 (98.64, 111.79)
	After	98.07 (95.93, 100.21)	104.60 (97.52, 111.68)	97.40 (93.39, 101.42)	100.00 (99.87, 100.13)	96.65 (92.28, 101.02)	95.95 (90.28, 101.63)	98.43 (96.46, 100.40)	100.59 (96.97, 104.21)	95.88 (89.18, 102.59)	99.38 (99.94, 100.03)	94.68 (87.88, 101.49)	90.78 (85.96, 95.60)	99.96 (99.91, 100.02)	93.98 (87.83, 100.14)	92.05 (86.87, 97.22)	96.44 (92.88, 100.01)	86.90 (81.01, 92.78)	94.28 (84.86, 103.70)
Time to peak amplitude (ms)	Before	10.51 (8.84, 12.08)	11.50 (9.78, 13.25)	11.31 (9.27, 13.24)	9.82 (7.70, 11.58)	10.66 (8.37, 12.35)	9.32 (7.19, 11.08)	46.99 (44.29, 49.21)	48.54 (45.48, 51.09)	47.30 (44.89, 49.68)	48.92 (46.05, 51.36)	50.79 (47.69, 53.43)	49.32 (46.65, 51.49)	49.34 (46.45, 52.27)	50.04 (47.43, 53.36)	49.19 (47.02, 51.85)	7.12 (5.32, 8.03)	7.01 (5.68, 7.80)	7.46 (5.73, 8.38)
	After	10.58 (9.40, 11.77)	10.21 (8.82, 11.60)	10.07 (8.86, 11.28)	9.29 (8.17, 10.40)	8.94 (7.56, 10.31)	8.88 (7.70, 10.06)	46.25 (44.04, 48.45)	45.32 (42.88, 47.76)	45.42 (43.23, 47.62)	48.20 (45.75, 50.65)	48.26 (45.81, 50.71)	47.54 (45.36, 49.72)	48.36 (45.74, 50.97)	48.14 (45.13, 51.13)	47.89 (45.33, 50.44)	6.03 (5.38, 6.68)	5.44 (4.46, 6.42)	5.75 (4.68, 6.83)
Contact (%)	Before	71.16 (66.86, 73.51)	69.42 (62.58, 73.05)	70.84 (64.57, 74.41)	74.49 (68.87, 79.87)	71.19 (64.93, 78.72)	71.57 (65.89, 78.99)	11.26 (9.27, 13.47)	11.12 (8.59, 13.48)	11.79 (9.50, 14.19)	14.81 (11.48, 18.30)	15.28 (11.52, 19.58)	16.00 (11.30, 21.21)	26.56 (21.19, 29.71)	28.07 (21.70, 32.07)	28.13 (22.00, 32.39)	70.54 (66.25, 72.69)	65.99 (60.72, 70.60)	72.81 (65.70, 78.26)
	After	69.06 (67.08, 71.04)	73.74 (68.58, 78.91)	69.35 (66.08, 72.61)	77.26 (74.89, 79.62)	73.58 (69.50, 77.66)	73.42 (69.31, 77.54)	15.16 (12.30, 18.03)	14.15 (11.68, 16.62)	16.68 (10.68, 16.91)	16.63 (13.23, 20.02)	15.63 (11.35, 19.91)	15.12 (11.96, 18.29)	24.35 (20.96, 27.74)	24.19 (19.23, 29.15)	21.79 (18.55, 25.03)	65.65 (62.62, 68.68)	57.15 (53.41, 60.90)	62.12 (55.80, 68.45)
Midstance/terminal stance(%)	Before	37.26 (29.16, 41.91)	35.15 (28.94, 48.69)	35.49 (28.56, 39.61)	28.87 (24.49, 32.30)	27.71 (22.96, 31.53)	28.04 (22.66, 32.44)	53.51 (50.74, 57.99)	50.36 (46.36, 55.52)	50.61 (47.20, 54.81)	47.23 (44.33, 51.30)	45.73 (41.93, 51.03)	46.80 (42.95, 52.72)	58.48 (54.86, 60.71)	59.35 (53.70, 63.23)	59.35 (55.51, 63.61)	31.21 (26.20, 38.11)	29.64 (22.72, 39.02)	32.41 (23.86, 43.03)
	After	35.17 (28.99, 41.35)	35.99 (29.66, 42.24)	34.05 (27.92, 40.20)	25.84 (22.52, 29.16)	22.56 (18.88, 26.24)	23.50 (18.38, 28.62)	56.95 (53.63, 60.26)	58.95 (55.23, 62.66)	58.10 (53.18, 63.02)	46.32 (43.99, 48.64)	45.28 (41.44, 49.13)	43.99 (40.44, 47.54)	57.25 (54.53, 59.97)	54.45 (49.64, 59.26)	51.84 (49.24, 54.45)	28.79 (23.62, 33.96)	21.19 (14.91, 27.47)	27.15 (19.96, 34.35)
Pre-swing (%)	Before	11.75 (8.73, 13.99)	10.78 (8.24, 12.62)	10.99 (8.33, 12.89)	17.87 (12.70, 24.10)	17.85 (12.66, 23.65)	18.06 (12.85, 23.72)	28.33 (23.84, 31.24)	25.95 (22.04, 28.58)	26.82 (21.35, 28.71)	36.64 (31.31, 40.25)	35.46 (29.48, 40.36)	35.37 (29.34, 40.42)	42.96 (37.92, 47.01)	40.90 (35.91, 45.19)	41.62 (37.23, 45.04)	26.96 (23.11, 32.16)	26.75 (22.16, 32.39)	27.12 (22.90, 32.36)
	After	11.78 (9.75, 13.81)	10.58 (7.76, 13.40)	10.81 (8.80, 12.82)	17.37 (12.87, 21.86)	15.15 (9.74, 20.57)	16.68 (9.50, 14.19)	26.82 (24.48, 29.17)	26.68 (24.15, 29.22)	24.18 (20.55, 27.81)	34.10 (31.12, 37.08)	34.26 (29.44, 39.09)	29.23 (25.88, 32.57)	38.96 (35.97, 41.95)	38.85 (34.04, 43.66)	35.96 (32.00, 39.91)	27.42 (23.67, 31.17)	24.99 (19.77, 30.22)	26.97 (22.86, 31.07)

Values in parentheses refer to the confidence interval

Contact= Mean activity during contact phase

Midstance/terminal stance= Mean activity during the combined midstance/terminal stance phase

Pre-swing= Mean activity during the pre-swing phase

Table 2. Mean muscle activity among conditions before and after a one-month period of wear

4. Discussion

The principal objective of this study was to quantify the effects of each type of FOs on muscle activity before and after a one-month period of wear. A secondary objective was to quantify the effects of custom-made FOs and custom-made FOs with a lateral bar on muscle activity of the lower extremity after a one-month wear during walking.

When comparing the effects of FOs and FOs with lateral bar during walking before and after a one-month period of wear, we observed significant differences. For medial gastrocnemius muscle, mean activity was increased during the combined midstance/terminal stance phase whereas mean activity was decreased for peroneus longus muscle after adaptation to FOs and FOs with lateral bar. These variations in muscle activity suggest that lower extremity muscles adapt to the wear of FOs after a one-month period. It is the first study to our knowledge to quantify muscular adaptations when wearing FOs for a certain period of time.

When comparing the effects of both types of FOs on muscle activity, we observed a decreased mean activity of vastus lateralis muscle during the contact phase for FOs compared to control. Vastus lateralis muscle has a role of dampening impact forces during the gait cycle (Michaud 2011) . Its decreased activity with FOs could be explained by a better shock attenuation by the lower limb when wearing FOs (Mündermann et al. 2003). It would be interesting to determine if the decreased activity of vastus lateralis muscle could explain the efficacy of FOs for the treatment of

patellofemoral pain syndrome as one of the risk factors to develop this pathology is a weakness of vastus medialis muscle compared to vastus lateralis muscle (Cowan et al. 2002). It would also be interesting to quantify the effects of FOs on vastus medialis muscle activity.

For tibialis anterior muscle, we observed a decreased mean activity during the contact phase and a decreased peak amplitude with FOs compared to control. We believe that our results could be explained by a decrease in eversion moment of force on the subtalar joint when wearing FOs. As this muscle has a role of supination of the foot, decreasing this moment of force could decrease its activity. Our results are opposed to those of other studies that found no significant differences in mean activity and peak amplitude (Tomaro and Burdett 1993; Murley and Bird 2006). These opposed results could probably be explained by the different types of FOs used (material and foot impression), foot type and pathologies of participants.

For peroneus longus muscle activity, we observed a decreased mean activity during the combined midstance/terminal stance phase and a decreased peak amplitude for FOs with lateral bar. These results are in agreements with the SALRE theory. As mentioned previously, a lateral bar is added to the foot orthoses to increase the pronatory moment of force across the subtalar joint axis and therefore to decrease the activity of the pronator muscles of the foot, especially the peroneus longus. Decreasing its activity during gait could be interesting when treating overuse pathologies like peroneal tendinopathy or lateral ankle instability. It also leads to the hypotheses that

adding a lateral bar to FOs could decrease the supination moment of force at the ankle and subtalar joints.

Some limitations should be taken into account in this study. Foot type of the participants could have decreased the effect of the lateral bar. As the goal of the lateral bar is to limit foot inversion, doing the same experimental protocol on a population presenting excessive foot inversion could increase its effects. Another limitation is the reliability of the test-retest of surface electromyography. Some authors showed that surface electromyography was reliable to study muscle activity between sessions for healthy and pathologic patients during walking (Kadaba et al. 1989; Bogey, Cerny, and Mohammed 2003; Malone et al. 2011; Hubley-Kozey et al. 2013). However, Murley et al. (2010) studied the between-session reliability of surface electromyography of leg muscles during walking and found opposite results. They observed between-session variability when comparing timing and amplitude of EMG parameters of two muscles of the leg. Therefore, it is possible that some of our results have been influenced by this variability. Finally, we could have included wash-out periods, which consist of periods without treatment between cross-over trials, to our experimental protocol to minimize carry-over between the trials. Even though we can't exclude the possibility of carry-over in our study, we have separated our population in two groups, whom wore the experimental conditions in different order, and all participants did a FOs progressive adaptation protocol to minimize these risks. In this study, the FOs progressive adaptation protocol played the role of the wash-out period.

5. Conclusion

This study suggests that lower extremity muscles adapt to the wear of FOs for a one-month period. Therefore, future studies should integrate a period of adaptation in their experimental protocol when quantifying the effects of FOs on lower extremity muscle activity. Our results showed that FOs with lateral bar decrease peak amplitude and mean activity of peroneus longus muscle during the combined midstance/terminal stance phase of gait. It would be interesting for future studies to quantify if this decreased activity could be of benefit to treat pathologies such as peroneal tendinopathy or lateral ankle instability.

CHAPITRE V

DISCUSSION

Rappel des objectifs et hypothèses

Ce mémoire de maîtrise avait deux principaux objectifs. Le premier était de quantifier si le port des deux types d'orthèses plantaires pour une période d'un mois amènerait des adaptations musculaires. Le deuxième objectif était de comparer les effets des orthèses plantaires avec et sans barre latérale sur l'activité musculaire. Nous avons émis les hypothèses qu'il y aurait des adaptations musculaires avec le port des deux types d'orthèses plantaires pour une période d'un mois et que les deux types d'orthèses plantaires augmenteraient l'activité des muscles pronateurs et diminueraient l'activité des muscles supinateurs. Finalement, nous avons aussi émis l'hypothèse que l'activité des muscles pronateurs serait diminuée et que l'activité des muscles supinateurs serait augmentée lors du port des orthèses plantaires avec barre latérale comparativement aux orthèses plantaires.

Retour sur les principaux résultats

Les résultats de cette étude montrent des adaptations musculaires lors du port des deux types d'orthèses plantaires pour une période d'un mois. En effet, en comparant les effets sur l'activité musculaire avant et après un port d'un mois des orthèses plantaires et des orthèses plantaires avec barre latérale, plusieurs différences significatives ont été

notées. L'activité musculaire moyenne du gastrocnémien médial a augmenté pour les deux types d'orthèses plantaires tandis que celle du long fibulaire a diminué pour les orthèses plantaires avec barre latérale. Il est impossible pour nous de comparer ces résultats avec ceux d'une autre étude, car il s'agit de la première étude, à notre connaissance, ayant étudié ce paramètre. Par contre, en pratique clinique, il est très fréquent que les patients ressentent des courbatures et des douleurs musculaires lors de l'initiation du traitement orthésique. Généralement, ces douleurs s'estompent après quelques jours, voire quelques semaines de port des orthèses plantaires. Ce phénomène pourrait être expliqué par des adaptations musculaires.

Après un port d'un mois, de nombreuses différences significatives ont été observées en comparant les deux types d'orthèses plantaires avec la condition contrôle. Pour les orthèses plantaires, il a tout d'abord été observé une diminution de l'activité moyenne du muscle vaste latéral lors de la phase de contact comparativement à la condition contrôle. Une revue de littérature sur l'étiologie du syndrome fémoro-patellaire (Lankhorst, Bierma-Zeinstra, and van Middelkoop 2013) indique que les facteurs de risque pour le développement de la pathologie incluent une faiblesse du muscle vaste médial par rapport aux autres muscles du quadriceps fémoral et un délai d'activation musculaire pour le vaste médial comparativement au vaste latéral. Une autre revue de littérature montre l'efficacité du traitement orthésique pour le traitement du syndrome fémoro-patellaire (Petersen et al. 2014). Par contre, pour expliquer l'efficacité des orthèses plantaires pour le traitement de cette pathologie, les auteurs se sont concentrés sur leurs effets sur le réalignement ostéoarticulaire du membre inférieur

et non sur l'activité musculaire. Il n'y a donc aucune étude à ce jour qui a tenté de faire le lien entre les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire et l'efficacité du traitement pour des patients atteints du syndrome fémoro-patellaire. Il serait intéressant de déterminer si la diminution de l'activité moyenne du muscle vaste latéral peut expliquer l'efficacité des orthèses plantaires dans le traitement de cette pathologie en modifiant le travail musculaire autour de la patella. Dans une future étude, l'activité du muscle vaste médial devra être quantifiée pour comparer son activation par rapport au muscle vaste latéral. Il serait aussi intéressant de quantifier le moment d'activation (*onset time*) de ces deux muscles afin de pouvoir amener des conclusions plus précises.

Un autre résultat particulièrement intéressant est la diminution de l'activité moyenne du muscle tibial antérieur lors de la phase de contact et la diminution de l'amplitude maximale. Nous pensons que ces résultats peuvent être expliqués par le rôle anti-pronateur du muscle tibial antérieur. Comme les orthèses plantaires ont un rôle anti-pronatoire en diminuant l'éversion de l'arrière-pied à la marche (Chevalier and Chockalingam 2011), il est cohérent qu'elles diminuent l'activité de ce muscle. Toutefois, dans la littérature scientifique, deux études ont quantifié l'activité moyenne et l'amplitude maximale de ce muscle avec le port d'orthèses plantaires et n'ont observé aucune différence significative (Murley and Bird 2006; Tomaro and Burdett 1993). Par contre, ces résultats opposés peuvent probablement être expliqués par les différences fondamentales dans le type d'orthèses plantaires utilisé (matériel et technique de prise d'empreintes), par le type de pieds des participants et par la présence ou non d'une population présentant des pathologies musculosquelettiques dans ces études. Dans

l'étude de Tomaro et Burdett (1993), la population étudiée était hétérogène alors que tous les participants étaient traités pour une blessure musculosquelettique différente. De plus, le degré de correction de chaque orthèse plantaire variait d'un participant à l'autre ce qui fait contraste avec notre étude, dans laquelle les mêmes types d'orthèses plantaires étaient utilisés pour tous les participants. Finalement, la technique de prise d'empreintes utilisée est non présentée et donc difficilement reproductible. Pour ce qui est de l'étude de Murley et al. (2006), tous les participants présentaient des pieds pronateurs. De plus, les orthèses plantaires ont été fabriquées à partir du système CAD-CAM qui à ce jour, n'a pas été démontré valide et reproductible.

Pour les orthèses plantaires avec barre latérale, le principal résultat de recherche concerne le muscle long fibulaire. Une diminution de l'amplitude maximale et de l'activité musculaire moyenne du long fibulaire dans la phase de mi-support/début propulsion comparativement à la condition contrôle a été observée. L'ajout de matériel sous l'arche latérale d'une orthèse plantaire (par exemple un stabilisateur arrière en oblique externe) déplace latéralement le centre de pression lors de la phase de mi-support et le début de la phase de propulsion (Paton and Spooner 2006). Selon la théorie du stress tissulaire, plus le centre de pression se déplace latéralement par rapport à l'articulation subtalaire, plus le moment de force supinatoire diminue. Selon cette théorie, l'ajout d'une barre latérale a comme objectif d'augmenter les pressions latéralement à l'articulation subtalaire et ainsi diminuer les moments de force supinatoires autour de celle-ci. À la fin de la phase de mi-support et au début de la phase de propulsion, la pression sous le quatrième et cinquième métatarses a pour effet de

créer une flexion dorsale et une éversion de l'os cuboïde. Cette action verrouille l'articulation calcanéo-cuboïde (*calcaneocuboid locking mechanism*) et ainsi stabilise l'avant-pied en préparation à la propulsion. Ce mouvement de l'os cuboïde donne un avantage mécanique au muscle long fibulaire. Cela lui permet de transférer le centre de masse vers la première articulation métatarsophalangienne, de favoriser la flexion plantaire du premier métatarse et ainsi de maximiser la propulsion (Michaud 2011). Or, selon la théorie du stress tissulaire, la barre latérale augmente la pression sous le quatrième et cinquième métatarse, favorisant l'action du muscle long fibulaire, ce qui expliquerait la diminution de l'amplitude maximale et de la diminution de l'activité musculaire moyenne de ce muscle lors du port d'orthèses plantaires avec barre latérale. Comme il s'agit de la première étude quantifiant les effets de la barre latérale, il est impossible de comparer nos résultats de recherche. Cependant, ils sont en accord avec la théorie du stress tissulaire. Aucune différence significative n'a été observée entre les orthèses plantaires avec et sans barre latérale. Par contre, une forte tendance dans nos résultats de recherche suggère une diminution de l'activité moyenne et de l'amplitude maximale du muscle long fibulaire avec le port d'orthèses plantaires avec barre latérale comparativement aux orthèses plantaires. Augmenter le nombre de participants à l'étude afin d'augmenter la puissance statistique pourrait rendre ces résultats significatifs.

Il existe un paramètre n'ayant pas été quantifié dans ce projet de recherche qui pourrait expliquer les effets des orthèses plantaires sur le membre inférieur. Il s'agit du moment d'activation du muscle (*onset time*), qui correspond à la première bouffée d'activité musculaire. Quelques auteurs (Dingenen et al. 2015a; Dingenen et al. 2015b)

ont quantifié ce paramètre chez des participants sains et présentant une instabilité chronique de la cheville lors d'une tâche de transition d'une phase de double à simple support. Ils ont observé un moment d'activation du muscle long fibulaire plus tôt dans la tâche expérimentale pour les participants sains et des muscles long fibulaire, tibial antérieur, vaste médial et vaste latéral pour les participants atteints d'instabilité chronique de la cheville lors du port d'orthèses plantaires. À la marche, Dedieu et al. (2013) ont quantifié un délai d'activation des muscles gastrocnémiens et soléaire avec le port d'orthèses plantaires tandis que Baur et al. (2011) n'ont quantifié aucune différence significative pour le muscle long fibulaire. Ces résultats de recherche montrent que les orthèses plantaires, au-delà de leurs effets mécaniques, affectent le contrôle neuromusculaire de certains muscles. Il serait intéressant de quantifier les effets des orthèses plantaires avec barre latérale sur le moment d'activation du long fibulaire. En pratique clinique, la barre latérale est utilisée dans le traitement d'entorse et d'instabilité latérale de la cheville. Or, comme mentionné précédemment, de telles blessures causent un délai d'activation des muscles fibulaires lors d'une inversion de la cheville (Hertel 2000; Konradsen and Ravn 1990). Jusqu'à maintenant, la barre latérale était utilisée pour son effet mécanique en se basant sur la théorie du stress tissulaire. Il serait intéressant de quantifier dans les futures études si l'ajout d'une barre latérale sur une orthèse plantaire peut aussi induire des changements neuromusculaires.

Finalement, à ce jour, il n'est pas encore clair si les orthèses plantaires issues de techniques de prise d'empreintes différentes induisent des changements différents de l'activité musculaire à la marche. Par contre, des variations de pressions plantaires ont

déjà été observées dans la littérature (Guldemon et al. 2006). Ces auteurs ont observé des différences significatives pour les pics de pressions plantaires avec des orthèses plantaires issues de quatre technique de prise d'empreintes différentes (mise en charge complète avec mousse, semi-charge avec mousse, relaxe avec plâtre (sans charge) et en décubitus dorsal avec plâtre). D'autres études devront être effectuées pour déterminer si les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire sont dépendants de la technique de prise d'empreintes à l'instar des pressions plantaires.

Limites

Le type de pied des participants pourrait avoir eu un effet sur nos résultats de recherche. En effet, selon la théorie du stress tissulaire, la barre latérale a comme principale fonction de diminuer l'inversion du pied à la marche. Il est alors possible d'émettre l'hypothèse qu'elle aura un effet plus important chez une population présentant de l'inversion excessive du pied. Les variations d'activité musculaire du membre inférieur avec le port d'orthèses plantaires avec barre latérale devraient donc être plus grandes chez des participants avec des pieds présentant de l'inversion excessive, soit des participants avec des pieds hypersupinateurs. Les participants recrutés pour ce projet présentaient des pieds « normaux » selon la classification du « *Foot Posture Index* ». Par contre, selon Kirby (Kirby 2000; Kirby 1989), un pied hypersupinateur présente presque exclusivement une déviation latérale de l'axe de rotation de l'articulation subtalaire. Selon cet auteur, lorsqu'un pied présente cette déviation, toute force agissant latéralement à cet axe possède un bras de levier plus court par rapport à un pied normal. Il est donc possible que le bras de levier de la barre

latérale par rapport à cette articulation soit plus court chez une population présentant des pieds hypersupinateurs. Un bras de levier plus court diminuerait le moment de force pronatoire créé par la barre latérale sur l'articulation subtalaire. Il est donc aussi possible que les orthèses plantaires avec barre latérale engendrent des variations de l'activité musculaire plus faibles chez des patients avec des pieds hypersupinateurs par rapport à des patients avec des pieds normaux. L'impact du type de pied des participants sur les effets des orthèses plantaires avec barre latérale sur l'activité musculaire des membres inférieurs est méconnu. Aucune conclusion précise ne peut être tirée en considérant la littérature scientifique actuelle.

La masse corporelle peut avoir diminué les effets de la barre latérale pour certains participants. Comme la même épaisseur de plastique a été utilisée pour fabriquer les orthèses plantaires de chaque participant, elles avaient alors la même rigidité. Par contre, la rigidité relative au poids du participant n'était pas la même pour chaque participant. En effet, les participants ayant un poids plus élevé ont reçu des orthèses plantaires avec une rigidité relative plus faible (plus flexible) que les participants ayant un poids moins élevé. Comme la barre latérale a pour but de limiter l'inversion à la marche en créant un moment de force pronatoire, il est possible que son effet soit augmenté chez une population avec des orthèses plantaires présentant une rigidité relative plus faible. En effet, selon la théorie du stress tissulaire, une orthèse plantaire avec une rigidité relative plus faible crée un moment de force supinateur plus faible. Par conséquent, elle augmenterait les effets de la barre latérale et ainsi diminuerait l'activité des muscles pronateurs et augmenterait l'activité des muscles

supinateurs. Cependant, il n'existe à ce jour aucune étude ayant quantifié les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire selon le poids ou la rigidité du plastique. Il n'y a donc aucune donnée de référence sur laquelle nous aurions pu baser le choix d'épaisseur du plastique des orthèses plantaires de chaque participant. C'est pourquoi nous avons choisi de fabriquer les orthèses plantaires avec la même épaisseur de plastique pour tous les participants.

Dans la littérature scientifique, il n'est pas encore clair si les mesures électromyographiques des muscles du membre inférieur sont fiables et reproductibles dans une tâche de locomotion lorsqu'elles sont comparées d'une séance à l'autre. Plusieurs études ont démontré que l'électromyographie de surface est suffisamment fiable pour comparer l'activité musculaire de deux séances différentes chez des participants sains et pathologiques lors d'une tâche de locomotion (Kadaba et al. 1989; Kadaba et al. 1985; Bogey, Cerny, and Mohammed 2003; Malone et al. 2011; Hubley-Kozey et al. 2013). Par contre, ces résultats ont été contestés par Murley et al. (2010). Ces auteurs ont évalué la fiabilité inter-session de l'amplitude maximale et du temps d'atteinte de l'amplitude maximale (*time of peak amplitude*) à la marche. Ils ont obtenu une variabilité plus grande que les études précédentes. Ces auteurs suggèrent de demeurer vigilants lorsqu'un protocole à mesures répétées est envisagé. Cependant, plusieurs études ont mesuré une bonne reproductibilité inter-séance pour d'autres tâches. Araujo et al. (2009) ont quantifié une bonne à excellente reproductibilité des mesures électromyographiques entre deux séances pour les muscles de la ceinture scapulaire lors de trois tâches isométriques. Dans une autre étude, une excellente reproductibilité des

mesures électromyographiques entre deux séances a été quantifiée pour les muscles du tronc lors de contractions maximales et sous-maximales chez des participants ayant des douleurs chroniques au dos (Dankaerts et al. 2004). Finalement, Giannasi et al. (2014) ont quantifié une bonne à excellente reproductibilité des mesures électromyographiques entre deux séances du muscle masséter lors d'une tâche de force de mastication maximale chez des participants atteints d'infirmité motrice cérébrale. Il est possible qu'il existe une variabilité de nos mesures électromyographiques qui ne soit pas causée par le temps ou les conditions expérimentales. Par contre, en se basant sur la littérature scientifique actuelle, nous pensons que nos résultats doivent être considérés comme valides.

Finalement, il n'est pas encore clair dans la littérature scientifique du pourcentage d'augmentation ou de diminution de l'activité musculaire nécessaire pour avoir un impact clinique. Il est donc possible qu'une augmentation ou une diminution musculaire statistiquement significative ne soit pas cliniquement significative. De futures recherches devront être entamées pour déterminer la valeur seuil d'augmentation ou de diminution de l'activité musculaire nécessaire pour entraîner un changement clinique significatif pour le patient.

Implications cliniques

Comme mentionné précédemment, il existe très peu de standardisation des orthèses plantaires utilisées dans la littérature scientifique. Les études perdent ainsi beaucoup de validité externe et de pertinence clinique. Il existe une grande dichotomie entre ce qui est fait en pratique clinique par rapport à ce qui est étudié dans les articles

scientifiques. Ce projet de recherche nous permet de commencer à établir des bases sur les possibles modifications d'orthèses plantaires et leurs répercussions sur la musculature des membres inférieurs. À plus long terme, ces informations pourraient contribuer à maximiser l'efficacité du traitement orthésique pour les pathologies musculosquelettiques des membres inférieurs. Le but ultime sera de développer des guides cliniques pour favoriser la prescription d'orthèses plantaires basée sur des données probantes.

Perspectives de recherche

Grâce à ce projet de recherche, il est possible d'affirmer que les muscles des membres inférieurs s'adaptent au port d'orthèses plantaires après une période d'un mois de port quotidien. Dans les futures études, lorsque les effets à long terme des orthèses plantaires sur l'activité musculaire seront étudiés, une période d'adaptation devra être intégrée au protocole expérimental. En effet, en pratique clinique, les orthèses plantaires sont généralement utilisées comme traitement à long terme. Il devient alors moins pertinent de quantifier leurs effets instantanés pour prédire les effets des orthèses plantaires à long terme quand il est maintenant démontré que des adaptations musculaires surviennent après un port d'un mois. La durée minimale de la période d'adaptation pour que les muscles soient complètement adaptés au port d'orthèses plantaires devra être quantifiée dans les futures études.

Il serait aussi intéressant d'effectuer le même protocole expérimental chez une population présentant des pieds hypersupinateurs ou ayant une pathologie causée par une supination excessive des pieds (par exemple : la tendinopathie des muscles

fibulaires, l'instabilité latérale de la cheville ou l'entorse latérale de la cheville), car la barre latérale est majoritairement utilisée pour traiter ces pathologies.

La quantification des effets des autres modifications d'orthèses plantaires sur les membres inférieurs devra aussi être effectuée. Il existe un grand nombre de modifications d'orthèses plantaires n'ayant pas été quantifié dans la littérature scientifique et chacune de ces modifications pourrait faire partie d'un projet de recherche à elle seule. Par ailleurs, en pratique clinique, il est très fréquent que plusieurs modifications d'orthèses plantaires soient ajoutées simultanément aux orthèses plantaires. Il serait aussi intéressant de quantifier les effets de ces combinaisons.

Finalement, bien que les orthèses plantaires avec et sans modification affectent l'activité musculaire, d'autres éléments du cycle de marche peuvent être affectés. Il serait alors pertinent d'étudier les effets des orthèses plantaires et leurs modifications sur la cinématique, la cinétique et les pressions plantaires à la marche. Ensuite, il sera possible de faire des liens entre ces différentes méthodes d'analyse de marche pour mieux comprendre le mécanisme d'action des orthèses plantaires.

CHAPITRE VI

CONCLUSION

Les résultats de ce projet de maîtrise indiquent que le port d'orthèses plantaires pendant une période d'un mois induit des adaptations musculaires pour les muscles gastrocnémien médial et long fibulaire. Ce dernier résultat suggère qu'une période d'adaptation devrait être intégrée dans les futurs protocoles expérimentaux lorsque les effets des orthèses plantaires sur l'activité musculaire sont quantifiés. La durée optimale de la période d'adaptation devra être déterminée dans les futures études. Dans ce projet de recherche, il a aussi été démontré que les deux types d'orthèses plantaires (avec et sans barre latérale) influencent l'activité musculaire des membres inférieurs à la marche.

La barre latérale est ajoutée aux orthèses plantaires dans le but d'augmenter les moments de force pronatoires autour de l'articulation subtalaire et ainsi diminuer l'activité des muscles pronateurs du pied, comme le long fibulaire. Dans ce projet de recherche, une diminution de l'amplitude maximale et de l'activité moyenne du muscle long fibulaire lors de la phase de mi-support/début propulsion a été quantifiée pour les orthèses plantaires avec barre latérale. Il serait toutefois intéressant pour les futures études de déterminer si cette diminution peut être bénéfique pour le traitement de pathologies telles que l'entorse latérale de la cheville, l'instabilité latérale de la cheville

et la tendinopathie des muscles fibulaires. Il serait aussi intéressant de quantifier les effets des orthèses plantaires avec barre latérale sur une population présentant des pieds hypersupinateurs.

CHAPITRE VII

RÉFÉRENCES

- Alvarez, Richard G., Andrew Marini, Coleen Schmitt, and Charles L. Saltzman. 2006. 'Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program', *Foot & ankle international*. / *American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 27: 2.
- Barton, C. J., H. B. Menz, P. Levinger, K. E. Webster, and K. M. Crossley. 2011. 'Greater peak rearfoot eversion predicts foot orthoses efficacy in individuals with patellofemoral pain syndrome', *Br J Sports Med*, 45: 697-701.
- Barton, Christian J., Simon Lack, Peter Malliaras, and Dylan Morrissey. 2013. 'Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review', *Br J Sports Med*, 47: 1-9.
- Baur, H., A. Hirschmuller, S. Muller, and F. Mayer. 2011. 'Neuromuscular Activity of the Peroneal Muscle after Foot Orthoses Therapy in Runners', *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 43: 1500-06.
- Blake, R. L., and H. J. Ferguson. 1993. 'Effect of extrinsic rearfoot posts on rearfoot position', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83: 447.

- Bogey, R., K. Cerny, and O. Mohammed. 2003. 'Repeatability of wire and surface electrodes in gait', *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82: 338-44.
- Bowring, B., and N. Chockalingam. 2010. 'Conservative treatment of tibialis posterior tendon dysfunction--a review', *Foot (Edinb)*, 20: 18-26.
- Brown, G. P., R. Donatelli, P. A. Catlin, and M. J. Wooden. 1995. 'The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics', *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 21: 258.
- Carroll, M., M. E. Annabell, and K. Rome. 2011. 'Reliability of capturing foot parameters using digital scanning and the neutral suspension casting technique', *J Foot Ankle Res*, 4: 9.
- Chen, J., A. Devine, I. M. Dick, S. S. Dhaliwal, and R. L. Prince. 2003. 'Prevalence of lower extremity pain and its association with functionality and quality of life in elderly women in Australia', *J Rheumatol*, 30: 2689-93.
- Chevalier, Thierry Larose, and Nachiappan Chockalingam. 2011. 'Foot orthoses: a review focusing on kinematics', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101: 341.
- Chuter, V, C Payne, and K Miller. 2003. 'Variability of neutral-position casting of the foot.', *JAPMA*, 93: 1-5.
- Clement, D. B., J. E. Taunton, and G. W. Smart. 1984. 'Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment', *Am J Sports Med*, 12: 179.

- Cowan, S. M., Kl Bennell, Km Crossley, Pw Hodges, and J. McConnell. 2002. 'Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome', *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 34: 1879-85.
- D'Hondt, N. E., P. A. Struijs, G. M. Kerkhoffs, C. Verheul, R. Lysens, G. Aufdemkampe, and C. N. Van Dijk. 2002. 'Orthotic devices for treating patellofemoral pain syndrome', *Cochrane database of systematic reviews (Online)*: CD002267.
- Dankaerts, Wim, Peter Bruce O'Sullivan, Angus Firth Burnett, Leon Melville Straker, and Lieven Andre Danneels. 2004. 'Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients', *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 14: 333-42.
- de Araújo, Rodrigo Cappato, Helga Tatiana Tucci, Rodrigo de Andrade, Jaqueline Martins, Débora Bevilaqua-Grossi, and Anamaria Siriani de Oliveira. 2009. 'Reliability of electromyographic amplitude values of the upper limb muscles during closed kinetic chain exercises with stable and unstable surfaces', *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 19: 685-94.
- Dedieu, P., C. Drigeard, L. Gjini, F. Dal Maso, and P. G. Zanone. 2013. 'Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking', *Clinical Biomechanics*.
- Dingenen, B., L. Peeraer, K. Deschamps, S. Fieuws, L. Janssens, and F. Staes. 2015a. 'Influence of shoes and foot orthoses on lower extremity muscle activation onset

times in healthy subjects during the transition from double-leg stance to single-leg stance', *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 55: 16.

Dingenen, Bart, Louis Peeraer, Kevin Deschamps, Steffen Fieuws, Luc Janssens, and Filip Staes. 2015b. 'Muscle-activation onset times with shoes and foot orthoses in participants with chronic ankle instability.(original research)', *J Athl Train*, 50: 688.

Dubuc, André. 2013. 'Ergoresearch consolide le secteur de l'orthèse', *Repéré à* <http://www.affaires.lapresse.ca>.

El-Metwally, A., J. J. Salminen, A. Auvinen, H. Kautiainen, and M. Mikkelsen. 2005. 'Lower limb pain in a preadolescent population: prognosis and risk factors for chronicity--a prospective 1- and 4-year follow-up study', *Pediatrics*, 116: 673-81.

Ergoresearch. 2015. 'Profil corporatif', *Repéré à* <http://www.ergoresearch.com/>.

Eslami, Mansour, Mickaël Begon, Sébastien Hinse, Heydar Sadeghi, Peter Popov, and Paul Allard. 2009. 'Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running', *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12: 679-84.

Ferber, Reed, Irene McClay Davis, and Dorsey S. Williams. 2005. 'Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability', *J Biomech*, 38: 477-83.

- Ferrari, Robert. 2013. 'Effect of Customized Foot Orthotics in Addition to Usual Care for the Management of Chronic Low Back Pain Following Work-Related Low Back Injury', *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.
- Fisher, A. H., Jr. 2004. 'American Podiatric Medical Association Missing Time Survey, 2004', *J Am Podiatr Med Assoc*, 94: 604-7.
- Gehring, D., S. Wissler, G. Mornieux, and A. Gollhofer. 2013. 'How to sprain your ankle - a biomechanical case report of an inversion trauma', *J Biomech*, 46: 175-8.
- Giannasi, Lilian Chrystiane, Miriam Yumi Matsui, Fabiano Politti, Sandra Regina F Batista, Bruna F. Caldas, José Benedito O. Amorim, Luis Vicente Franco de Oliveira, Claudia Santos Oliveira, and Monica Fernandes Gomes. 2014. 'Test-retest reliability of electromyographic variables of masseter and temporal muscles in patients with cerebral palsy', *Archives of Oral Biology*, 59: 1352-58.
- Gluck, G. S., D. S. Heckman, and S. G. Parekh. 2010. 'Tendon disorders of the foot and ankle, part 3: the posterior tibial tendon', *Am J Sports Med*, 38: 2133-44.
- Goodman, Ashley. 2004. 'Foot orthoses in sports medicine.(Featured CME Topic: Sports Medicine)', *Southern Medical Journal*, 97: 867.
- Gross, Michael L., Lance B. Davlin, and Philip M. Evanski. 1991. 'Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner', *Am J Sports Med*, 19: 409.
- Guldemon, Nick A., Pieter Leffers, Antal P. Sanders, Hans Emmen, Nicolaas C. Schaper, and Geert H. I. M. Walenkamp. 2006. 'Casting methods and plantar

- pressure: effects of custom-made foot orthoses on dynamic plantar pressure distribution', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96: 9.
- Guskiewicz, K. M., and D. H. Perrin. 1996. 'Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain', *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 23: 326.
- Hall, Scott, Greg Lundeen, and Ali Shahin. 2012. 'Not just a sprain: 4 foot and ankle injuries you may be missing: sprained ankle is common--and commonly overdiagnosed by clinicians who fail to consider these subtle fractures and tendon injuries. Here are 4 to keep in mind', *Journal of Family Practice*, 61: 198.
- Hamlyn, Chris, Carrie L. Docherty, and Joanne Klossner. 2012. 'Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period.', *J Athl Train*, 47: 130.
- Harradine, Paul, and Lawrence Bevan. 2009. 'A review of the theoretical unified approach to podiatric biomechanics in relation to foot orthoses therapy', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99: 317.
- Harradine, Paul, Lawrence Bevan, and Nik Carter. 2006. 'An overview of podiatric biomechanics theory and its relation to selected gait dysfunction', *Physiotherapy*, 92: 122-27.
- Hermens, HJ, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau. 2000. 'Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures', *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 10: 361-74.

- Hertel, J. 2000. 'Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain', *Sports Medicine*, 29: 361-71.
- Hertel, J., C. R. Denegar, W. E. Buckley, N. A. Sharkey, and W. L. Stokes. 2001. 'Effect of rearfoot orthotics on postural sway after lateral ankle sprain', *Arch Phys Med Rehabil*, 82: 1000-3.
- Hertel, Jay, Brent R. Sloss, and Jennifer E. Earl. 2005. 'Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises', *Arch Phys Med Rehabil*, 86: 26-30.
- Hill, C. L., T. K. Gill, H. B. Menz, and A. W. Taylor. 2008. 'Prevalence and correlates of foot pain in a population-based study: the North West Adelaide health study', *J Foot Ankle Res*, 1: 2.
- Hubbard, T. J., and M. Cordova. 2009. 'Mechanical instability after an acute lateral ankle sprain', *Arch Phys Med Rehabil*, 90: 1142-6.
- Hubley-Kozey, Cl, S. M. Robbins, Dj Rutherford, and Wd Stanish. 2013. 'Reliability of surface electromyographic recordings during walking in individuals with knee osteoarthritis', *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 23: 334-41.
- Johanson, Marie A., Robert Donateli, Michael J. Wooden, Paul D. Andrew, Gordon S. Cummings, and Michael J. Mueller. 1994. 'Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. ', *Phys Ther*, 74: 56.
- Johnson, K. A., and D. E. Strom. 1989. 'Tibialis posterior tendon dysfunction', *Clin Orthop Relat Res*: 196-206.

- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, and G. V. B. Cochran. 1989. 'Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait', *Journal of Orthopaedic Research*, 7: 849-60.
- Kadaba, M. P., M. E. Wootten, J. Gainey, and G. V. B. Cochran. 1985. 'Repeatability of phasic muscle activity: Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis', *Journal of Orthopaedic Research*, 3: 350-59.
- Kirby, K. 2001. 'Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91: 465.
- Kirby, K. A. 1989. 'Rotational equilibrium across the subtalar joint axis', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 79: 1.
- Kirby, Ka. 2000. 'Biomechanics of the normal and abnormal foot', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90: 30-34.
- Kohls-Gatzoulis, Julie, John Angel, and Dishan Singh. 2004. 'Tibialis posterior dysfunction as a cause of flatfeet in elderly patients', *The Foot*, 14: 207-09.
- Konradsen, L., and J. B. Ravn. 1990. 'Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time', *Acta orthopaedica Scandinavica*, 61: 388.
- Kulig, K., S. F. Reischl, A. B. Pomrantz, J. M. Burnfield, S. Mais-Requejo, D. B. Thordarson, and R. W. Smith. 2009. 'Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: a randomized controlled trial', *Phys Ther*, 89: 26-37.

- Landorf, K., A. M. Keenan, and R. L. Rushworth. 2001. 'Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91: 174.
- Landorf, Karl B., Anne-Maree Keenan, and Robert D. Herbert. 2004. 'Effectiveness of different types of foot orthoses for the treatment of plantar fasciitis', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94: 542.
- Lankhorst, Nienke E., Sita M. A. Bierma-Zeinstra, and Marienke van Middelkoop. 2013. 'Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review', *Br J Sports Med*, 47: 193.
- Laughton, C. ; Davis, I.M. ; Williams, D.S. 2002. 'A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot', *JAPMA*, 92: 261-68.
- Lawrence, R. C., C. G. Helmick, F. C. Arnett, R. A. Deyo, D. T. Felson, E. H. Giannini, S. P. Heyse, R. Hirsch, M. C. Hoehberg, G. G. Hunder, M. H. Liang, S. R. Pillemer, V. D. Steen, and F. Wolfe. 1998. 'Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States', *Arthritis and rheumatism*, 41: 778.
- Lee, Winson C. C., Christina K. L. Lee, Aaron K. L. Leung, and Stephen W. Hutchins. 2012. 'Is it important to position foot in subtalar joint neutral position during nonweight-bearing molding for foot orthoses?', *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49: 459.
- Lhoste-Trouilloud, A. 2012. 'The tibialis posterior tendon', *J Ultrasound*, 15: 2-6.

Liu, Anmin, Christopher James Nester, Richard Keith Jones, Paul Lundgren, Arne

Lundberg, Antony Arndt, and Peter Wolf. 2012. 'Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics.', *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 44: 2384-91.

Lynch, D. Matt. 1998. 'Conservative treatment of plantar fasciitis. A prospective study', *JAPMA*, 88: 375-80.

Maclean, Christopher L., Irene S. Davis, and Joseph Hamill. 2009. 'Influence of running shoe midsole composition and custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics during running', *Journal of applied biomechanics*, 25: 54.

MacLean, Christopher, Irene McClay Davis, and Joseph Hamill. 2006. 'Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners', *Clinical Biomechanics*, 21: 623-30.

Maffulli, Nicola, Umile Giuseppe Longo, Stefano Petrillo, and Vincenzo Denaro. 2012. 'Management of tendinopathies of the foot and ankle', *Orthopaedics and Trauma*, 26: 259-64.

Malone, A., D. Meldrum, J. Gleeson, and C. Bolger. 2011. 'Reliability of surface electromyography timing parameters in gait in cervical spondylotic myelopathy', *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 21: 1004-10.

Mattacola, C. G., M. K. Dwyer, A. K. Miller, T. L. Uhl, J. L. McCrory, and T. R.

Malone. 2007. 'Effect of orthoses on postural stability in asymptomatic subjects with rearfoot malalignment during a 6-week acclimation period', *Arch Phys Med Rehabil*, 88: 653-60.

- Mayer, F., A. Hirschmuller, S. Muller, M. Schuberth, and H. Baur. 2007. 'Effects of short-term treatment strategies over 4 weeks in Achilles tendinopathy', *Br J Sports Med*, 41: e6.
- McPoil, T. G., and M. W. Cornwall. 1991. 'Rigid versus soft foot orthoses. A single subject design', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 81: 638.
- McPoil, Thomas G , Dale Schuit, and Harry G Knecht. 1989. 'Comparison of three methods used to obtain a neutral plaster foot impression.pdf>', *Physical Therapy*, 69: 448-52.
- McPoil, Thomas G., Mark W. Cornwall, Lisa Dupuis, and Michelle Cornwell. 1999. 'Variability of plantar pressure data: A comparison of the two-step and midgait methods', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89: 495-501.
- Menz, H. B., A. Tiedemann, M. M. Kwan, K. Plumb, and S. R. Lord. 2006. 'Foot pain in community-dwelling older people: an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index', *Rheumatology (Oxford)*, 45: 863-7.
- Michaud, Thomas C. 2011. *Human locomotion - The conservative management of gait-related disorders* (Newton biomechanics: Massachussetts).
- Mundermann, A., B. M. Nigg, R. N. Humble, and Dj Stefanyshyn. 2004. 'Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activity', *Journal of applied biomechanics*, 20: 71-84.
- Mundermann, A., J. M. Wakeling, B. M. Nigg, R. N. Humble, and D. J. Stefanyshyn. 2006. 'Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity', *Gait Posture*, 23: 295-302.

- Mündermann, Anne, Benno M. Nigg, R. Neil Humble, and Darren J. Stefanyshyn. 2003. 'Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running', *Clinical Biomechanics*, 18: 254-62.
- Munuera, P. V., and R. Mazoteras-Pardo. 2011. 'Benefits of custom-made foot orthoses in treating patellofemoral pain', *Prosthet Orthot Int*, 35: 342-9.
- Murley, George S., and Adam R. Bird. 2006. 'The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait', *Clinical Biomechanics*, 21: 1074-80.
- Murley, George S., Karl B. Landorf, Adam R. Bird, and Hylton B. Menz. 2009. 'Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review', *Gait and Posture*, 29: 172-87.
- Murley, George S., Karl B. Landorf, and Hylton B. Menz. 2010. 'Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet?', *Clinical Biomechanics*, 25: 728-36.
- Murley, George S., Hylton B. Menz, Karl B. Landorf, and Adam R. Bird. 2010. 'Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques', *J Biomech*, 43: 749-56.
- Nawoczenski, D. A., and P. M. Ludewig. 2004. 'The effect of forefoot and arch posting orthotic designs on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait', *J Orthop Sports Phys Ther*, 34: 317-27.

- Nawoczenski, Deborah A., and Paula M. Ludewig. 1999. 'Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running', *Arch Phys Med Rehabil*, 80: 540-44.
- Nester, C. J., M. L. van der Linden, and P. Bowker. 2003. 'Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait', *Gait Posture*, 17: 180-87.
- Orteza, Linda Combs, W. Daniel Vogelbach, and Craig R. Denegar. 1992. 'The effect of molded and unmolded orthotics on balance and pain while jogging following inversion ankle sprain', *J Athl Train*, 27: 80.
- Oshri, Y., E. Palmanovich, Y. S. Brin, R. Karpf, S. Massarwe, B. Kish, and M. Nyska. 2012. 'Chronic insertional Achilles tendinopathy: surgical outcomes', *Muscles Ligaments Tendons J*, 2: 91-5.
- Park, H. J., S. D. Cha, H. S. Kim, S. T. Chung, N. H. Park, J. H. Yoo, J. H. Park, J. H. Kim, T. W. Lee, C. H. Lee, and S. M. Oh. 2010. 'Reliability of MRI findings of peroneal tendinopathy in patients with lateral chronic ankle instability', *Clin Orthop Surg*, 2: 237-43.
- Paton, Joanne S., and Simon K. Spooner. 2006. 'Effect of extrinsic rearfoot post design on the lateral-to-medial position and velocity of the center of pressure', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96: 383.
- Pearce, C. J., M. Ismail, and J. D. Calder. 2009. 'Is apoptosis the cause of noninsertional achilles tendinopathy?', *Am J Sports Med*, 37: 2440-4.

- Petersen, Wolf, Andree Ellermann, Andreas Gösele-Koppenburg, Raymond Best, Ingo Rembitzki, Gerd-Peter Brüggemann, and Christian Liebau. 2014. 'Patellofemoral pain syndrome', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22: 2264-74.
- Redmond, A. C., J. Crosbie, and R. A. Ouvrier. 2006. 'Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index', *Clinical Biomechanics*, 21: 89-98.
- Richie, Douglas H. 2007. 'Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97: 19.
- Root, M.L. 1971. *Biomechanical Examination of the Foot* (Clinical Biomechanics Corporation).
- Root, M.L., W.P. Orien, and J.H. Weed. 1977. *Normal and Abnormal Function of the Foot* (Clinical Biomechanics Corporation).
- Root, M.L., J.H. Weed, and W.P. Orien. 1971. *Neutral Position Casting Techniques* (Clinical Biomechanics Corporation).
- Rose, Holly M., Sandra J. Shultz, Brent L. Arnold, Bruce M. Gansneder, and David H. Perrin. 2002. 'Acute orthotic intervention does not affect muscular response times and activation patterns at the knee.', *J Athl Train*, 37: 133.
- Saxena, Amol, and Jack Haddad. 2003. 'The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93: 264.
- Scherer, Paul R., Jennifer Sanders, Denten E. Eldredge, Susan J. Duffy, and Ryan Y. Lee. 2006. 'Effect of functional foot orthoses on first metatarsophalangeal joint

dorsiflexion in stance and gait', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96: 474.

Schneiders, Anthony G., S. John Sullivan, Kate J. O'Malley, Stephanie V. Clarke, Stuart A. Knappstein, and Lauren J. Taylor. 2010. 'A Valid and Reliable Clinical

Determination of Footedness', *PM&R*, 2: 835-41.

Sesma, A. R., C. G. Mattacola, T. L. Uhl, A. J. Nitz, and P. O. McKeon. 2008a. 'Effect of foot orthotics on single- and double-limb dynamic balance tasks in patients with chronic ankle instability', *Foot Ankle Spec*, 1: 330-7.

Sesma, Amelia R., Carl G. Mattacola, Tim L. Uhl, Arthur J. Nitz, and Patrick O.

McKeon. 2008b. 'Effect of foot orthotics on single- and double-limb dynamic balance tasks in patients with chronic ankle instability', *Foot Ankle Spec*, 1: 330.

Shaw, AH. 1975. 'The effects of a forefoot post on gait and function.', *J Am Podiatry Assoc*, Mar; 65(3): 238-42.

Sobel, E., S. J. Levitz, M. A. Caselli, P. J. Christos, and J. Rosenblum. 2001. 'The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort', *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91: 515-20.

Stacoff, A., C. Reinschmidt, B. M. Nigg, A. J. van den Bogert, A. Lundberg, J. Denoth, and E. Stüssi. 2000. 'Effects of foot orthoses on skeletal motion during running', *Clinical Biomechanics*, 15: 54-64.

Stacoff, Alex, Inès Kramers-de Quervain, Markus Dettwyler, Peter Wolf, Renate List, Thomas Ukello, and Edgar Stüssi. 2007. 'Biomechanical effects of foot orthoses during walking', *The Foot*, 17: 143-53.

- Telfer, Scott, Mandy Abbot, Daniel Rafferty, and Jim Woodburn. 2012. 'Effects of extrinsic rearfoot posting in custom foot orthoses on frontal plane kinematics and kinetics', *Journal of Foot and Ankle Research*, 5: O8.
- Telfer, Scott, Mandy Abbott, Martijn P. M. Steultjens, and James Woodburn. 2013. 'Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type', *J Biomech*, 46: 1489.
- Telfer, Scott, Mandy Abbott, Martijn Steultjens, Daniel Rafferty, and James Woodburn. 2013. 'Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type', *Gait Posture*, 38: 443-49.
- Tomaro, Joseph , and Ray G Burdett. 1993. 'The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait', *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 18.
- Trotter, Leslie C., and Michael R. Pierrynowski. 2008. 'Ability of foot care professionals to cast feet using the nonweightbearing plaster and the gait-referenced foam casting techniques.', *JAPMA*, 98: 14-18.
- Tuff, Sarah. 2006. "Do You Really Need an \$800 Custom Insole? ." In *New-York Times*. repéré à <http://www.nytimes.com/>.
- van den Bekerom, M. P., G. M. Kerkhoffs, G. A. McCollum, J. D. Calder, and C. N. van Dijk. 2013. 'Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21: 1390-5.
- van den Bekerom, M. P., P. A. Struijs, L. Blankevoort, L. Welling, C. N. van Dijk, and G. M. Kerkhoffs. 2012. 'What is the evidence for rest, ice, compression, and

elevation therapy in the treatment of ankle sprains in adults?', *J Athl Train*, 47: 435-43.

Watanabe, K., H. B. Kitaoka, T. Fujii, X. Crevoisier, L. J. Berglund, K. D. Zhao, K. R. Kaufman, and K. N. An. 2013. 'Posterior tibial tendon dysfunction and flatfoot: analysis with simulated walking', *Gait Posture*, 37: 264-8.

Williams, A. E., L. A. Hill, and C. J. Nester. 2013. 'Foot orthoses for the management of low back pain - a qualitative approach capturing the patient's perspective.', *Journal of Foot and Ankle Research*, 6.

Williams, Dorsey S., Irene McClay Davis, and Stephen P. Baitch. 2003. 'Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners', *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 35: 2060.



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : Effet instantané et à long terme des orthèses plantaires avec et sans modification sur les moments de force articulaires et sur l'activité musculaire du long fibulaire, du tibial antérieur et des gastrocnémiens à la marche

Chercheurs : Gabriel Moisan
Département des sciences de l'activité physique

Organismes : Aucun financement

N° DU CERTIFICAT : CER-14-199-07.17

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 03 mars 2015 au 03 mars 2016

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage :

- à aviser le CER par écrit de tout changement apporté à leur protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- à procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- à aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- à faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Bruce Maxwell

Président du comité

Fanny Longpré

Secrétaire du comité